

**UNIVERSIDADE FEDERAL DOS VALES DO JEQUITINHONHA E MUCURI**  
**Programa de Pós-Graduação em Reabilitação e Desempenho Funcional**

**Bianca Martins Lourenço**

**EXPLORAÇÃO DOS EFEITOS DE PALMILHAS PRÉ-FABRICADAS E  
PERSONALIZADAS NA CINÉTICA E CINEMÁTICA DOS MEMBROS INFERIORES  
DURANTE A CAMINHADA, SUBIDA E DESCIDA DE ESCADAS: UMA ANÁLISE DE  
SÉRIE TEMPORAL**

**DIAMANTINA  
2021**

**Bianca Martins Lourenço**

**EXPLORAÇÃO DOS EFEITOS DE PALMILHAS PRÉ-FABRICADAS E  
PERSONALIZADAS NA CINÉTICA E CINEMÁTICA DOS MEMBROS INFERIORES  
DURANTE A CAMINHADA, SUBIDA E DESCIDA DE ESCADAS: UMA ANÁLISE DE  
SÉRIE TEMPORAL**

Dissertação apresentada ao programa de Pós-Graduação em Reabilitação e Desempenho Funcional da Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri, como requisito para obtenção do título de Mestre.

**Orientador:** Prof. Dr. Renato Guilherme Trede Filho

**Coorientador:** Prof. Dr. Fabrício Anício de Magalhães

**DIAMANTINA  
2021**

Catálogo na fonte - Sisbi/UFVJM

M386 Lourenço, Bianca Martins  
2021 "EXPLORAÇÃO DOS EFEITOS DE PALMILHAS PRÉ-FABRICADAS E  
PERSONALIZADAS NA CINÉTICA E CINEMÁTICA DOS MEMBROS INFERIORES  
DURANTE A CAMINHADA, SUBIDA E DESCIDA DE ESCADAS: UMA ANÁLISE  
DE SÉRIE TEMPORAL [manuscrito] / Bianca Martins Lourenço. --  
Diamantina, 2021.  
96 p. : il.

Orientador: Prof. Renato Guilherme Trede Filho Trede.  
Coorientador: Prof. Fabrício Anício Magalhães.

Dissertação (Mestrado em Reabilitação e Desempenho  
Funcional) -- Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha  
e Mucuri, Programa de Pós-Graduação em Reabilitação e  
Desempenho Funcional, Diamantina, 2021.

1. Biomecânica. 2. Palmilha. 3. Pronação excessiva dos pés.  
I. Trede, Renato Guilherme Trede Filho. II. Magalhães,  
Fabrício Anício. III. Universidade Federal dos Vales do  
Jequitinhonha e Mucuri. IV. Título.

Elaborada pelo Sistema de Geração Automática de Ficha Catalográfica da UFVJM  
com os dados fornecidos pelo(a) autor(a).  
Bibliotecário Rodrigo Martins Cruz / CRB6-2886  
Técnico em T.I. Thales Francisco Mota Carvalho



**MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO**  
**UNIVERSIDADE FEDERAL DOS VALES DO JEQUITINHONHA E MUCURI**

**BIANCA MARTINS LOURENÇO**

**EXPLORAÇÃO DOS EFEITOS DE PALMILHAS PRÉ-FABRICADAS E PERSONALIZADAS NA CINÉTICA E CINEMÁTICA DOS MEMBROS INFERIORES DURANTE A CAMINHADA, SUBIDA E DESCIDA DE ESCADAS: UMA ANÁLISE DE SÉRIE TEMPORAL**

Dissertação apresentada ao programa de Pós-Graduação em Reabilitação e Desempenho Funcional da Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri, nível de Mestrado, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre(a) em Reabilitação e Desempenho Funcional.

Orientador: Prof. Renato Guilherme Trede Filho

Data de aprovação 03/09/2021.

Prof. Dr. Thales Rezende De Souza – UFMG

Membro Externo

Prof. Dr. Murilo Xavier Oliveira – UFVJM

Membro Interno

Prof. Dr. Renato Guilherme Trede Filho – UFVJM

Orientador



Documento assinado eletronicamente por Renato Guilherme Trede Filho, Servidor, em 11/11/2021, às 19:04, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.339, de 8 de outubro de 2013](#).

Documento assinado eletronicamente por Murilo Xavier Oliveira, Servidor, em 12/11/2021, às 08:39, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.339, de 8 de outubro de 2013](#).



Documento assinado eletronicamente por Thales Rezende de Souza, Usuário Externo, em 12/11/2021, às 18:41, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site [https://sei.ufvjm.edu.br/sei/controlador\\_externo.php?acao=documento\\_conferir&id\\_orgao\\_acesso\\_externo=0](https://sei.ufvjm.edu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0), informando o código verificador 0516388 e o código CRC 04E32F6C.

**Diamantina  
2021**

“Dedico esse trabalho primeiramente à **Deus**, por ser meu guia e a minha fortaleza.  
Aos **meus pais Erondina, Zé Neto e Charles**, que acreditaram em mim e me ajudaram durante todo o percurso. Agradeço a **todos meus familiares e amigos** pelo apoio e incentivo.

[Vocês são os motivos da minha determinação!](#)

## **AGRADECIMENTOS**

A Deus, pela sua infinita bondade, agradeço por me conceder todos os passos até aqui, pelos altos e baixos, vivências e oportunidades. Sou eternamente grata pela Sua tolerância e compreensão por me permitir errar, aprender e crescer. Por me fazer entender que é com Ele que devo ter a minha maior relação de intimidade, segurança e adoração.

Meu sincero agradecimento à Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri por possibilitarem e promoverem meios para a realização deste trabalho. Através dela, o presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001. Agradeço a Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação, o Programa de Pós-Graduação em Reabilitação e Desempenho Funcional e o Departamento de Fisioterapia.

Aos meus pais, Erondina, Zé Neto e Charles, que tanto abdicaram de suas vontades e se esforçaram em prol dos seus filhos. Eu agradeço por todas as lições de amor, companheirismo, amizade, caridade, dedicação, compreensão e perdão que vocês me dão a cada novo dia. Sinto-me orgulhosa e privilegiada por ter pais tão especiais.

Aos demais familiares, os quais tiveram cada qual à sua maneira uma participação importante na realização de mais uma etapa importante da minha vida.

Ao meu noivo Marcos Ferreira pelo companheirismo, parceria e compreensão. Obrigada por lutar junto comigo desde o início deste sonho, é uma conquista nossa!

Aos meus queridos amigos, que me apoiaram com tanto carinho e, de alguma forma, sempre estiveram conectados a mim independentemente da distância. Amigos de verdade têm uma ligação que vai além do tempo e distância, Angélica, David Harley, Ylka, Ismênia vocês são meus irmãos de outra mãe.

Ao meu orientador Professor Renato Trede pela orientação, competência e profissionalismo. Obrigada por compartilhar comigo sua experiência e sabedoria. Sou grata pelo apoio e palavras desde o início da minha trajetória no Mestrado.

Ao meu co-orientador Professor Fabricio por aceitar o convite e por estar disponível e disposto a ajudar.

A todos os membros do grupo LAM, pelo compartilhamento de experiências e de conhecimentos.



A todos os professores e funcionários do PPGRReab pelo apoio, conhecimento e colaboração dada em todas as etapas.

A todos os colegas de mestrado pelas discussões e incentivo.

A todos os voluntários participantes deste estudo, que, com sua simplicidade e humildade, foram solícitas ao convite para participarem deste estudo e fizeram com que mais este sonho se concretizasse.

À banca examinadora por ter aceitado o convite e pelas valiosas contribuições.

Agradeço ao estado de Minas Gerais, em especial, a Diamantina pela receptividade, pelas pessoas que conheci e pelas experiências vivida.

Muito obrigada a todos que ajudaram a construir essa vitória!

*"Em seu coração o homem planeja o seu caminho, mas o Senhor determina os seus passos".*

(Provérbios 16:9).

## SUMÁRIO

<b>1. CAPÍTULO 1 - REFERÊNCIAL TEÓRICO .....</b>	<b>12</b>
<b>2. Objetivo geral:.....</b>	<b>33</b>
<b>3. Objetivos específico:.....</b>	<b>33</b>
<b>4. REFERENCIAS .....</b>	<b>34</b>
<b>5. CAPÍTULO 2 - ARTIGO CIENTÍFICO .....</b>	<b>52</b>
<b>6. Introduction.....</b>	<b>54</b>
<b>7. Methods.....</b>	<b>55</b>
7.1. Participants.....	55
<b>7.2. Experimental conditions .....</b>	<b>55</b>
7.3. Instruments.....	56
7.4. Procedures .....	56
7.5. Data processing.....	57
7.6. Data analysis .....	57
<b>8. Results .....</b>	<b>58</b>
8.1. Walking.....	58
8.2. Stair Ascent .....	58
8.3. Stair Descent.....	59
<b>9. Discussion .....</b>	<b>65</b>
9.1. Walking.....	65
9.2. Stair ascent and descent .....	66
9.3. Clinical Implications .....	67
9.4. Limitations .....	67
<b>10. Conclusion .....</b>	<b>67</b>
<b>11. REFERENCES .....</b>	<b>69</b>
<b>12. ANEXO I: TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE) ...</b>	<b>76</b>
<b>13. ANEXO II – COMPROVANTE DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA.....</b>	<b>79</b>
<b>14. ANEXO III: REGRAS DE SUBMISSÃO GAIT &amp; POSTURE .....</b>	<b>85</b>

## 1. CAPÍTULO 1 - REFERÊNCIAL TEÓRICO

### Resumo

As estruturas do pé e tornozelo são fundamentais para oferecer ao corpo humano uma base de apoio estável necessária para o controle postural. A função primária do tornozelo/pé é absorver o choque e proporcionar impulso para o corpo durante atividades funcionais. Enquanto se caminha, corre ou sobe e desce escadas, o complexo do pé precisa ser suficientemente maleável para absorver os impactos de milhões de contatos durante a vida. Porém, os pés podem apresentar diferentes posturas, como a pronação excessiva dos pés que está associada a lesões musculoesqueléticas prevalentes. Nesse contexto, com objetivo de reduzir a pronação excessiva dos pés comumente encontrada em indivíduos com pé plano, palmilhas com cunha medial têm sido prescritas buscando restaurar o padrão normal das atividades funcionais sem dor, permitindo que o pé acomode as variações da superfície e proporcionam uma estabilidade adequada para a propulsão. Em geral, levando em consideração ao método construtivo da órtese, as palmilhas são divididas em pré-fabricadas, customizadas e palmilhas sob medida. Importante ressaltar que se deve realizar uma avaliação minuciosa, e, dessa forma, pode-se atestar a real necessidade de seu uso. Outro ponto importante é com relação a avaliação cinética e cinemática das articulações durante o uso das palmilhas, com este tipo de avaliação é possível uma melhor compreensão do desenvolvimento e risco de lesões. Nesse sentido, para analisar os dados achados, o mapeamento paramétrico estatístico (MPE) mostra-se superior, consiste é uma técnica estatística aplicada usada para detectar sinais contínuos em espaço-temporais.

**Palavras-chave:** Biomecânica; órteses; pronação do pé; análise contínua.

### Abstract

The foot and ankle structures are fundamental to providing the human body with a stable base of support necessary for postural control. The primary function of the ankle/foot is to absorb shock and provide momentum to the body during functional activities. While walking, running or climbing and descending stairs, the foot complex must be malleable enough to absorb the impacts of millions of contacts over a lifetime. However, the feet can have different postures, such as excessive foot pronation, which is associated with prevalent musculoskeletal injuries. In this context, in order to reduce the excessive pronation of the feet commonly found in individuals with flat feet, medial

wedge insoles have been prescribed to restore the normal pattern of functional activities without pain, allowing the foot to accommodate surface variations and provide a adequate stability for propulsion. In general, taking into account the constructive method of the orthosis, the insoles are divided into pre-fabricated, customized and made-to-measure insoles. It is important to emphasize that a thorough evaluation must be carried out, and thus, the real need for its use can be attested. Another important point is related to the kinetic and kinematic assessment of the joints during the use of insoles, with this type of assessment it is possible to better understand the development and risk of injuries. In this sense, to analyze the data found, statistical parametric mapping (MPE) is superior, it is an applied statistical technique used to detect continuous signals in space-time.

**Keywords:** Biomechanics; foot orthoses; foot pronation; continuous analysis.

### **Anatomia do pé Resumo**

As estruturas do pé e tornozelo são fundamentais para oferecer ao corpo humano uma base de apoio estável necessária para o controle postural (SOUZA; PINTO; TREDE; KIRKWOOD *et al.*, 2010). O pé é composto por 26 ossos, interconectados por 30 articulações, as quais são unidas por ligamentos, cápsula articular e músculos (HOPPENFELD; HUTTON; THOMAS; QUADRA *et al.*, 1987; MOTTA FILHO; BARROS FILHO; ORTIZ). O formato da articulação, a orientação de seu eixo, os ligamentos de apoio e os sutis movimentos acessórios das articulações são determinantes na ação biomecânica. Anatômica e funcionalmente, o complexo do pé pode ser dividido em três partes, as quais são compostas por ossos responsáveis pelas características morfológicas e biomecânicas do pé (ANDREWS, 2000; NEUMANN, 2010).

Os ossos do pé são classificados em três segmentos, que são o retropé (tálus e calcâneo), o mediopé (navicular, cuboide e os três cuneiformes) e o antepé (metatarsianos e falanges). Esses ossos e os ligamentos associados formam três arcos: arco longitudinal medial; arco longitudinal lateral; arco transversal que integrados se comportam auxiliando a propulsão do corpo de forma rígida e absorvendo parte da força de reação do solo de forma flexível para o tornozelo, o joelho e todo o membro inferior, influenciando no eixo de rotação dessas articulações (COWAN; JONES; ROBINSON, 1993; SOUZA; PINTO; TREDE; KIRKWOOD *et al.*, 2010; TIBERIO, 1988).



**Figura 1:** Estrutura óssea do pé. **Fonte:** Adaptado de (VAN, 2003)

Para Neumann (5) e Hamill *et al* 1999 (11), o arco longitudinal medial tem como característica ser mais alto e dinâmico do que o lateral, com trajetória que perpassa o calcâneo, tálus, navicular, primeiro cuneiforme e primeiro metatarso. Os arcos possuem a função de absorção do choque e de suporte após o contato com o solo. Por meio da altura do arco medial, os pés são classificados em: normais; cavos; planos. Os tipos de pés são subdivididos em rígidos ou flexíveis. O pé rígido tem o arco elevado e ocorre quando o arco medial não faz nenhum contato com o solo, podendo causar deficiência na parte de absorção de impacto. Já o pé plano é hipermóvel, e o apoio no solo ocorre com maior área de superfície plantar, apresentando enfraquecimento da face medial e permitindo a pronação excessiva na fase de apoio. Essas manifestações podem gerar alterações no alinhamento do membro inferior (HAMILL, 1999; NEUMANN, 2010).

Os arcos também são sustentados por músculos, principalmente os inversores e eversores do tornozelo. Os músculos tibial posterior, flexor longo do hálux e flexor longo dos dedos transpõem o tornozelo posteriormente no lado medial, passando sob o sustentáculo do tálus do calcâneo, conferindo um leve apoio ao lado medial do pé (NEUMANN, 2010). O músculo fibular longo estende-se sobre o pé do lado lateral até medial, fornecendo suporte para os arcos transversos e longitudinal lateral (LIPPERT, 2003; NEUMANN, 2010).

A articulação do tornozelo se refere principalmente a articulação talocrural que é formada pela articulação da face superior da tróclea do tálus com a cavidade retangular formada pela extremidade distal da tíbia e ambos os maléolos, mas também inclui duas articulações relacionadas: a articulação tibiofibular que é formada pela cabeça da fíbula e pela face pósterio-lateral do côndilo lateral da tíbia e a sindesmose

tibiofibular que é formada pela articulação da face medial convexa da parte distal da fíbula, com a incisura fibular côncava da tíbia (LIPPERT, 2003).

A articulação talocrural recebe o seu suporte mais forte a partir dos ligamentos colaterais. O ligamento colateral lateral sustenta o aspecto lateral do tornozelo, minimizando a inversão (LIPPERT, 2003). Eles são compostos de três bandas: ligamento talofibular anterior, que se origina no colo do tálus e se prende na ponta da fíbula; ligamento calcaneofibular, a partir do calcâneo até a ponta da fíbula; e ligamento talofibular posterior, do corpo do tálus até a ponta da fíbula (OATIS, 1988). O aspecto medial da articulação do tornozelo é firmemente sustentado pelos ligamentos colaterais mediais, o ligamento deltoide. Este é composto de quatro bandas: tibionavicular, talotibial anterior, calcaneotibial e talotibial posterior. Essas bandas partem do maléolo medial até o navicular, ao sustentáculo e ao aspecto posterior do tálus (LEARDINI; O'CONNOR; GIANNINI, 2014; OATIS, 1988). Os ligamentos calcaneofibular e calcaneotibial controlam a rotação que ocorre na articulação do tornozelo, controlando o deslocamento posterior da plantiflexão e deslocamento anterior na dorsiflexão (LEARDINI; O'CONNOR; GIANNINI, 2014).

As deformidades do complexo pé e tornozelo podem desenvolver-se por várias causas, como: malformações congênitas dos ossos; paralisia ou espasticidade muscular; esforços e sobrecargas ao suportar peso; calçados mal ajustados; combinação de vários fatores (NEUMANN, 2010). A função do pé pode ser alterada de forma significativa com qualquer variação no alinhamento do membro inferior ou como resultado de movimento anormal no elo do membro inferior (HAMILL, 1999; NEUMANN, 2010). Ao entender os princípios básicos da anatomia e biomecânica do pé e tornozelo, devem ser considerados os vários tipos de prescrição de palmilhas. Assim, antes de se prescrever uma órtese, deve-se considerar que os pés rígidos necessitam de menos controle e mais materiais que favoreçam a absorção. Já os pés relativamente flexíveis necessitam de materiais que forneçam mais controle rígido, favorecendo a estabilidade e a função (MILLER, 1997).

### **Cinesiologia e Biomecânica do pé**

O pé e o tornozelo agem como pontos de conversão do peso corporal durante a atividades funcionais em pé (ANDREWS, 2000). A espessura do calcanhar, do coxim adiposo e dos dedos serve para amortecer os impactos, assim como as articulações estão capacitadas para ajustes necessários ao equilíbrio (ANDREWS, 2000; NEUMANN, 2010). O exame dos pés tem grande importância, pois não é possível ter boa estática sem uma boa base de suporte no chão (LIPPERT, 2003).

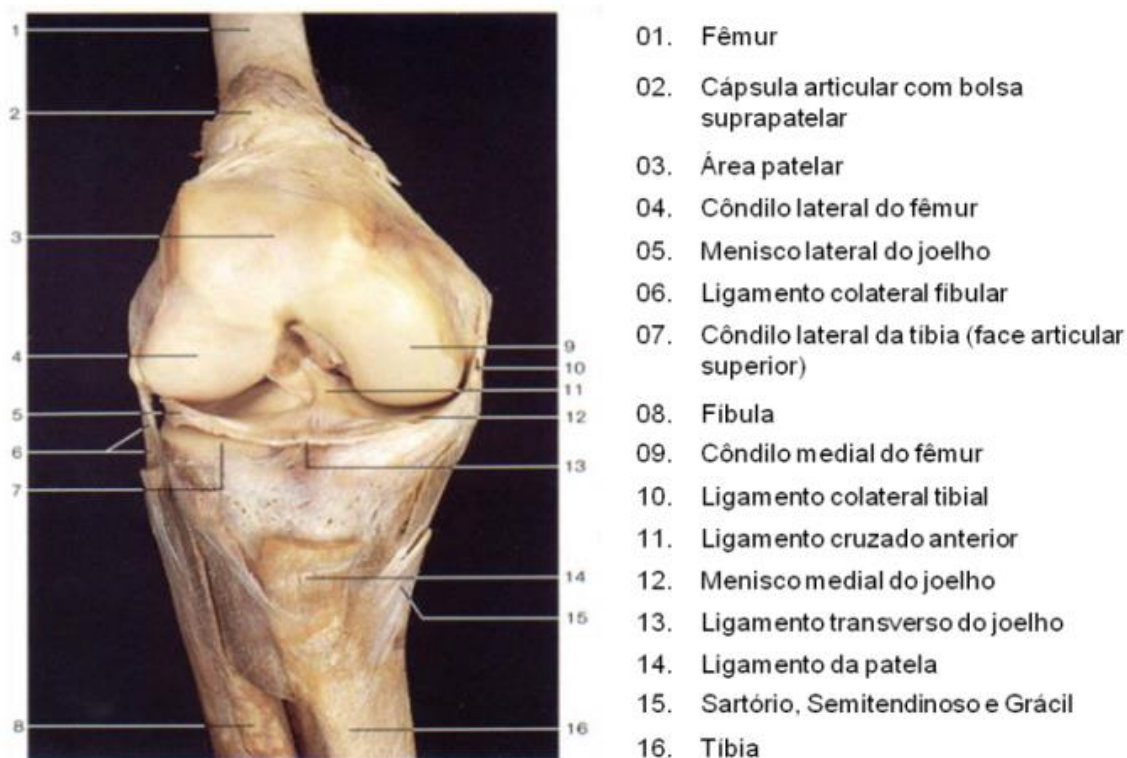
As anomalias encontradas são um sinal de desequilíbrio suprajacente, com frequência, localizadas nas articulações vizinhas e no tronco (BIENFAIT; ESTÁTICOS, 1995). A função primária do tornozelo/pé é absorver o choque e proporcionar impulso para o corpo durante atividades funcionais. Enquanto se caminha, corre ou sobe e desce escadas, o complexo do pé precisa ser suficientemente maleável para absorver os impactos de milhões de contatos durante a vida (BIENFAIT; ESTÁTICOS, 1995).

Essa maleabilidade também permite que o pé adapte-se às incontáveis configurações espaciais entre ele e o solo (HAMILL, 1999; HERBERT, 2003; NEUMANN, 2010). De forma oposta, a caminhada, corrida, subida e descida de degraus também exigem que o pé seja relativamente rígido para ser capaz de resistir a grandes propulsões (ABASS; FAIHAN, 2015). Assim, essas atividades funcionais são tarefas sensório-motoras frequentemente executadas no dia a dia e envolve a interação complexa e simultânea entre os sistemas motor, sensorial e cognitivo (ABASS; FAIHAN, 2015).

### **Anatomia do joelho**

O joelho é uma articulação completa e complexa, exposta constantemente à ação do peso corporal. É a maior e mais superficial articulação do corpo, classificada como sinovial do tipo gínglimo, o músculo mais importante na estabilidade do joelho é o quadríceps femoral (DE CASTRO; VIERA, 2009; MOORE; DALLEY; AGUR, 2014). O joelho possui três articulações: tibiofemoral medial e lateral e patelofemoral. A estrutura articular do joelho é formada pelos côndilos femorais, côndilos tibiais e patela. Vários tecidos moles contribuem para a estabilidade do joelho (por exemplo, ligamentos cruzados e colaterais) e fornecem amortecimento dentro da articulação (por exemplo, meniscos). A cápsula articular do joelho é fortalecida por ligamentos extracapsulares, que são o ligamento da patela, ligamentos colaterais fibular e tibial, ligamento oblíquo e ligamento poplíteo arqueado, e por ligamentos intracapsulares, que são os ligamentos cruzados e meniscos, que ficam entre as faces articulares (DE CASTRO; VIERA, 2009; NETTER, 2018).





**Figura 2:** Articulação do joelho direito (aberta), com ligamentos (vista anterior). Patela e cápsula articular retiradas; fêmur ligeiramente flexionado. **Fonte:** adaptado (DE CASTRO; VIERA, 2009).

O ligamento da patela é importante para o alinhamento da patela com a face articular patelar do fêmur. O posicionamento oblíquo do fêmur e a linha da tração do quadríceps femoral em relação ao eixo do tendão patelar e da tibia favorece o deslocamento lateral da patela. Os ligamentos colaterais são tensionados na extensão completa do joelho, contribuindo para a estabilidade na posição de pé. Durante a flexão, eles se tornam cada vez mais frouxos, permitindo e limitando a rotação do joelho, ou seja, funcionam como ligamento de contenção (STANDRING, 2010).

Os ligamentos cruzados cruzam-se dentro da cápsula articular, fora da cavidade sinovial. Durante a rotação medial da tibia sobre o fêmur, esses ligamentos espiralam-se ao redor um do outro, e se desenrolam durante a rotação lateral, a qual é mais ampla com o joelho fletido. O ligamento cruzado anterior e o ligamento cruzado posterior trabalham limitando o deslizamento para frente e para trás do fêmur sobre o platô tibial durante a flexão e a extensão do joelho, eles também limitam a hiperextensão (MOORE; DALLEY; AGUR, 2014; NETTER, 2018).

Os meniscos são lâminas de fibrocartilagem no formato de meia-lua, sendo importantes na absorção de choques. O ligamento transverso do joelho une-se às

margens anteriores dos meniscos, fixando-os um ao outro durante movimentos do joelho. O menisco medial é menos móvel sobre o platô tibial do que o menisco lateral, que é menor. A ruptura dos ligamentos colaterais tibiais costuma resultar em ruptura do menisco medial, que se rompe com maior facilidade do que o menisco lateral, que é mais protegido por ter mais mobilidade (DE CASTRO; VIERA, 2009; NETTER, 2018).

Por fim, doze músculos atuam na articulação do joelho e são classificados em três grupos: os isquiotibiais (IsTs), o quadríceps e músculos não-classificados. O grupo dos IsTs inclui os músculos semitendíneo, semimembranoso e bíceps femoral. O quadríceps é constituído pelos músculos reto femoral e três vastos - vasto lateral, medial e intermédio. O grupo de músculos não-classificados da articulação do joelho inclui o sartório, o grácil, o poplíteo, o gastrocnêmio e o plantar. Os dois últimos músculos atuam predominantemente na articulação do tornozelo, embora passem atrás da articulação do joelho e possuam alguma capacidade de flexão (MOORE; DALLEY; AGUR, 2014; STANDRING, 2010).

### **Cinesilogia e Biomecânica do joelho**

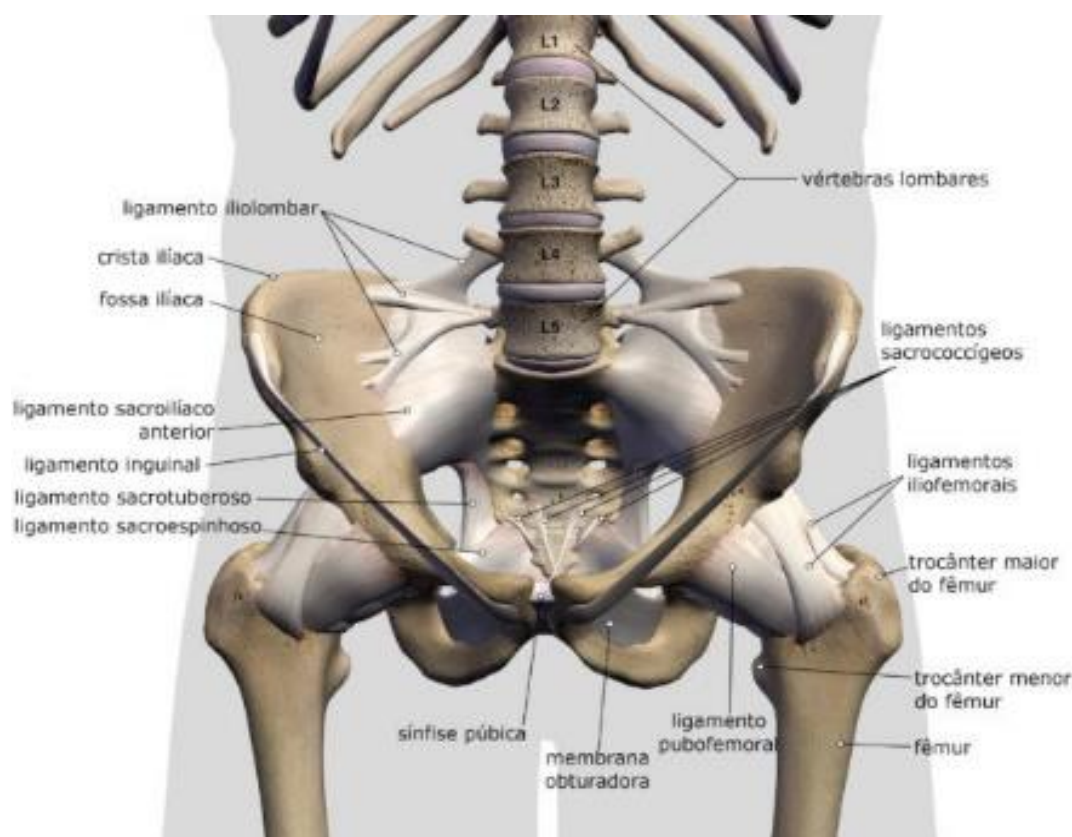
O movimento da articulação do joelho, embora mensurável ao redor dos três eixos, é dominado por flexão e extensão no plano sagital. A amplitude movimento da extensão completa (0°) à flexão completa é de aproximadamente 140°. O movimento do joelho no plano transversal acompanha tipicamente a flexão e extensão e é referido como rotação tibial e medial e lateral. O movimento no plano transversal é uma função da posição do joelho no plano sagital. Nenhuma rotação do joelho é permitida quando o joelho está completamente estendido; contudo, até 45° de rotação lateral e 30° de rotação medial são possíveis quando o joelho está fletido até 90°. Na extensão completa, a rotação é restrita pela arquitetura óssea da articulação, enquanto além de 90° de flexão o movimento é limitado pelos tecidos moles esticados ao redor da articulação (FRANKEL, 2003; OKUNO; FRATIN, 2003).

### **Anatomia do quadril**

O quadril é uma das estruturas mais complexas da anatomia humana. É a estrutura responsável por sustentar o peso do corpo, estando conectado diretamente aos membros inferiores. As estruturas ósseas que compõem o quadril são formadas pelos ilíacos, sacro e fêmur, formando assim as seguintes articulações: sínfise púbica, articulação sacro-ilíaca e articulação femoroacetabular. Nas estruturas onde se articulam os ossos, encontra-se a cartilagem hialina, principalmente na articulação femoroacetabular, fazendo com que a congruência entre as estruturas seja muito maior, promovendo assim maior estabilidade. Além disso, a cartilagem promove

amortecimento de impactos, juntamente com as membranas sinoviais, que participam de forma ativa na secreção de fluido sinovial para que a cápsula articular se mantenha lubrificada (NETTER, 2018; TORTORA; DERRICKSON, 2016).

Apesar de ser uma articulação classificada como anfiartrose, pois possui a sínfise púbica, acaba tendo uma movimentação muito restrita. Já na articulação que faz conexão com os membros inferiores, a movimentação é muito mais ampla, permitindo maiores ângulos de movimento. Na articulação sacro-ilíaca, também se realizam movimentos de amplitude restrita, caracterizando-se por ser uma articulação sinovial tipo diartrose de “esfera-soquete”, formada basicamente pela cabeça do fêmur encaixada no acetábulo do íliaco (TORTORA; DERRICKSON, 2016).



**Figure 3:** Ossos e ligamentos do quadril. **Fonte:** adaptado Hank Grebe / Shutterstock.com.

Para que a articulação se mantenha estável, é necessária uma ampla estrutura muscular e ligamentar. Dentre as estruturas musculares, podemos citar como principais: glúteo máximo: realiza os movimentos de extensão e rotação lateral do quadril; glúteo médio: produz movimentos de abdução e rotação medial da coxa; glúteo mínimo: executa movimentos de abdução e rotação medial da coxa, já as fibras anteriores realizam a flexão do quadril; piriforme: produz movimentos de abdução e rotação lateral da coxa; gêmeo superior: realiza o movimento de rotação lateral da coxa; gêmeo inferior:

realiza o movimento de rotação lateral da coxa; obturatório interno: faz o movimento de rotação lateral da coxa; obturatório externo: realiza o movimento de rotação lateral da coxa; quadrado femoral: faz movimento de rotação lateral e adução da coxa (NETTER, 2018; TORTORA; DERRICKSON, 2016).

Sobre os ligamentos estabilizadores, podemos citar: cápsula articular: estrutura espessa, responsável por envolver a articulação coxofemoral; ligamento iliofemoral: encontra-se anterior à articulação, reforçando a ação da cápsula articular; ligamento pubofemoral: encontra-se na crista obturatória e ramo superior do púbis, unindo-se distalmente com a cápsula articular e ligamento iliofemoral; ligamento isquiofemoral: feixe triangular que se origina no ísquio distal e posterior ao acetábulo, se unindo às fibras circulares da cápsula articular; ligamento da cabeça do fêmur: ligamento inserido na fôvea da cabeça do fêmur e incisura da cavidade acetabular. Em algumas pessoas, não se encontra essa estrutura; orla acetabular: fibrocartilagem encontrada na margem do acetábulo, aumentando a profundidade da estrutura da cavidade; ligamento transversal do acetábulo: porção da estrutura da orla acetabular que consiste em fibras mais reforçadas que realizam um cruzamento na incisura acetabular (NETTER, 2018; TORTORA; DERRICKSON, 2016).

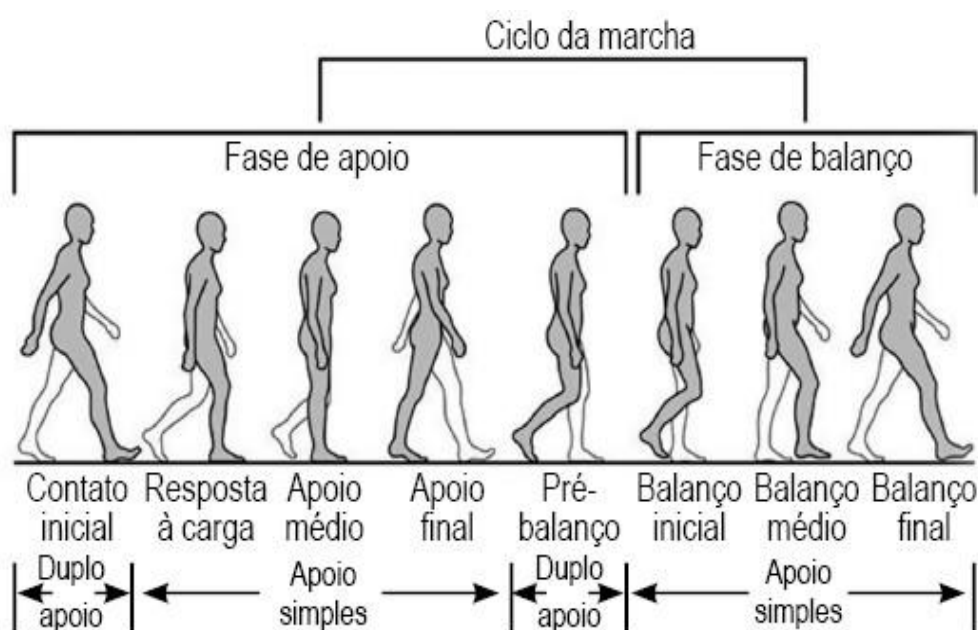
### **Cinesiologia e biomecânica do quadril**

A estrutura do quadril é uma das articulações mais funcionais do organismo, depois da articulação do ombro. Devido à grande quantidade de movimentos que a articulação possibilita, o quadril é uma das estruturas que possuem maior movimentação. A articulação femoroacetabular é responsável pela maior parte dos movimentos. Ela permite com que o fêmur realize livremente a rotação de 360°, bem como essa mesma estrutura consegue girar em torno do seu próprio eixo cerca de 90°. Devido à grande amplitude, geralmente nos movimentos desportivos acabam-se praticando movimentos na amplitude total, ou mesmo em amplitudes maiores do que a articulação poderia suportar, expondo assim à possíveis intercorrência e predispondo a manifestação de patologias (FRANKEL, 2003; HAMILL, 1999; NEUMANN, 2010).

Vale salientar que, pelo fato de ser uma das articulações mais importantes do organismo, tem como principais funções a sustentação de peso e a locomoção. Por conta dessas funções, é necessária toda a estrutura óssea e muscular para que os movimentos e suporte de carga corpórea seja mantido com o máximo de integridade (TORTORA; DERRICKSON, 2016).

### **Marcha**

O ciclo da marcha compreende o intervalo entre o contato do pé com o solo, definido como 0%, ao próximo contato do mesmo pé com o solo (fechando o ciclo em 100%). Essa sequência de eventos é dividida em duas fases: fase de apoio, quando o membro se encontra em contato com o solo, com duração em torno de 60 a 62% do ciclo, fase de oscilação, quando o mesmo não está em contato com o solo, completando os 40% ou 38% restantes do ciclo (KIRKWOOD RN, 2016). A fase de apoio do ciclo da marcha é subdividida em cinco subfases (contato inicial, resposta à carga, apoio médio, apoio terminal e pré-oscilação) e a fase de oscilação é subdividida em três subfases (oscilação inicial, média e final)(ABASS; FAIHAN, 2015; KIRKWOOD RN, 2016).



**Figura 4:** Fases da marcha. **Fonte:** adaptado (KIRKWOOD RN, 2016)

### Subir e descer escadas

A marcha tem sido usada em vários estudos como uma tarefa para analisar o movimento biomecânico dos indivíduos (ABASS; FAIHAN, 2015; KAUR; RIBEIRO; THEIS; WEBSTER *et al.*, 2016). Porém, por mais que seja a atividade funcional mais comum cotidianamente, deficiências residuais podem nem sempre ser evidentes durante esta tarefa pois envolve uma carga articular relativamente baixa do membro inferior. Subir e descer degraus requer ângulos maiores das articulações dos membros inferiores e gera até três vezes maior torque externo de flexão do joelho do que a marcha em solo nivelado (ANDRIACCHI; ANDERSSON; FERMIER; STERN *et al.*, 1980). Esta é uma das atividades mais difíceis e perigosas da vida diária quando a função sensorio-motora está comprometida. Esse comprometimento pode ser visto em indivíduos idosos, feridos ou pessoas com deficiência. A relevância funcional de subir e

descer degraus é evidente ao ser incluída nas ferramentas com foco na avaliação do joelho, por exemplo, *Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score* (pontuação de resultado de lesão no joelho e osteoartrite) (ROOS; ROOS; LOHMANDER; EKDAHL *et al.*, 1998) e *Lysholm questionnaire* (Questionário Lysholm) (TEGNER; LYSHOLM, 1985). As fases para subir degraus são divididas em: aceitação de peso, balanço, propulsão para frente continuada, enquanto que a descida de degraus é dividida em: aceitação de peso, propulsão a frente continuada, descida controlada (RICHARDS, 2018; SOLE; TENGMAN; GRIP; HÄGER, 2016).

Ao subir, o indivíduo é obrigado a elevar seu centro de gravidade durante o *pull up* e, em seguida, mantê-lo para a próxima etapa. Isso é obtido por meio da contração muscular concêntrica, que desloca o centro de gravidade verticalmente, cujo o subproduto é a geração de energia potencial. Clinicamente, é importante notar que McFadyen e Winter (1988) identificou o dedo do pé na fase de *pull-up* como o maior ponto de instabilidade na subida de escadas (MCFADYEN; WINTER, 1988). Existem duas explicações para isso: em primeiro lugar, o efeito dos momentos externos de flexão e, em segundo lugar, a geometria articular das articulações, em particular a articulação do joelho. Na ponta dos pés, todo o peso corporal é transferido para o membro de apoio, onde o quadril, joelho e as articulações do tornozelo estão todas flexionadas. Nesta posição, todos os momentos externos aplicados nas principais articulações dos membros inferiores são momentos de flexão. O indivíduo, portanto, requer uma geração considerável de atividade muscular concêntrica para superar o efeito de colapso desses momentos externos. À medida que o *pull up* continua, a estabilidade aumenta devido ao efeito diminuído desses momentos de flexão (RICHARDS, 2018).

A descida de degraus é mais desafiadora do que a subida de degraus. De uma perspectiva clínica Shinno *et al* (1971) sugere que durante a descida a estabilidade é mais dependente de função do quadríceps, portanto, qualquer fraqueza no quadríceps pode aparecer como uma capacidade prejudicada de descer degraus em comparação com subir escadas (SHINNO, 1961). McFadyen e Winter (1988) apoia esta visão e afirmam que a musculatura do quadril contribui pouco para o trabalho de descida, isso é realizado predominantemente pela contração excêntrica do quadríceps (MCFADYEN; WINTER, 1988). Ao descer, o indivíduo deve manter ativamente o seu centro de gravidade para a frente e, em seguida, resistir à gravidade durante a fase *controlled lowering*. Isso é alcançado por meio da contração muscular excêntrica, que controla a taxa de abaixamento do centro de gravidade por meio da absorção de energia cinética. Se não houvesse uma forte contração excêntrica, o centro de gravidade seria acelerado devido a influência da atração gravitacional da Terra (RICHARDS, 2018).

## **Pé plano e pronação excessiva dos pés**

Conforme Filippin e colaboradores (FILIPPIN; BARBOSA; SACCO; LOBO DA COSTA, 2007) os pés representam a base para uma boa postura, além de serem suporte fundamental para a posição bípede humana. Assim, quando debilitados causam posturas inadequadas, alterando a ação muscular (COWAN; JONES; ROBINSON, 1993).

O pé plano é caracterizado pela diminuição ou pelo desaparecimento dos arcos longitudinais do pé (NEUMANN, 2010). Como supracitado, isso compromete a força propulsora dada pelos músculos que atuam nas alavancas segmentadas do pé, em grau variável, dependendo se decorre de uma deformidade postural ou estrutural (HAMILL, 1999; NEUMANN, 2010; VAN, 2003). Para Peterson e Renström (PETERSON, 2002), o pé plano pode ser um mecanismo por meio do qual o corpo compensa outros defeitos ou desvios anatômicos suaves. Esse tipo de pé pode levar a uma modificação no trabalho biomecânico da musculatura da coxa, de forma que a perna, o joelho e o quadril fiquem sujeitos a uma sobrecarga maior, podendo ser a causa de lesões ou condições dolorosas nessas áreas (HERBERT, 2003). O pé plano pode ser classificado em: fisiológico, que se manifesta por frouxidão ligamentar; idiopático; congênito; neuromuscular por desequilíbrio muscular; pós-traumático, ou seja, como sequela de fraturas (HERBERT, 2003).

A pronação excessiva dos pés está associada a lesões musculoesqueléticas prevalentes (IRVING, D. B.; COOK, J. L.; YOUNG, M. A.; MENZ, H. B., 2007; LERSCH; GRÖTSCH; SEGESSER; KOEBKE *et al.*, 2012; SHIH; TENG; POWERS, 2019). Quando o retopé entra em contato com o solo rapidamente ocorre o movimento de eversão na articulação subtalar que leva ao movimento triplanar do talus em adução, dorsiflexão e rotação interna (DUGAN; BHAT, 2005; NOVACHECK, 1998). Devido ao acoplamento do movimento do tálus com a tíbia e fíbula através da pinça maleolar, durante a pronação do pé ocorre um movimento de rotação interna de todo o membro inferior durante a pronação (NOVACHECK, 1998).

Quando este movimento ocorre de forma controlada, permite que o corpo seja capaz de absorver as altas energias transferidas para os segmentos corporais geradas pela força de reação do solo durante a fase de apoio da marcha, subida e descida de degraus (CHAN; RUDINS, 1994; PERRY; LAFORTUNE, 1995; PRATT, 1989). Ao longo do desenvolvimento da fase de apoio, o pé deve retornar à posição em supinação para transformar-se em uma alavanca rígida para a preparação para a fase de propulsão do indivíduo para frente (DUGAN; BHAT, 2005). No entanto, quando o movimento

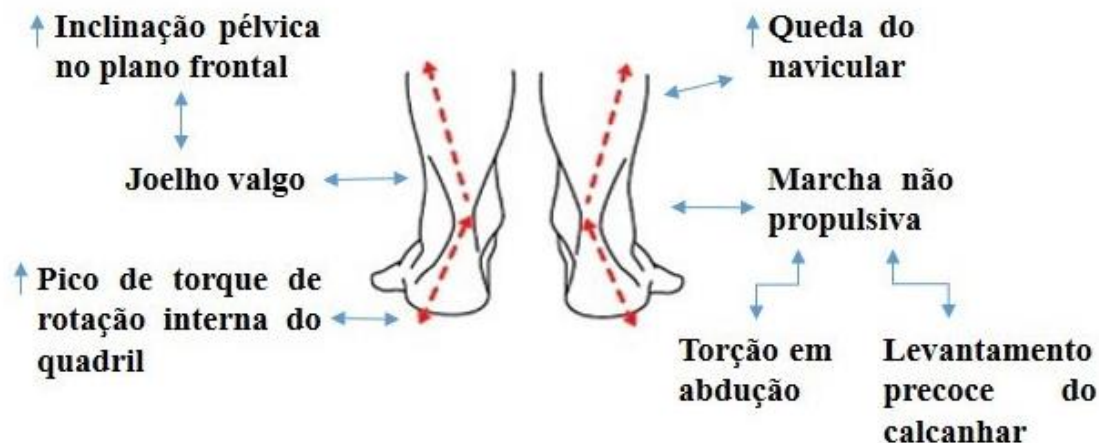
pronação ocorre de forma excessiva, o excesso de movimento de rotação interna e o não retorno do pé a posição de alavanca rígida podem ser fatores que predis põem indivíduos com pronação excessiva a apresentarem lesões musculoesqueléticas como: síndrome do estresse tibial medial, dor patelofemoral e tendinopatia de Aquiles (DOWLING; MURLEY; MUNTEANU; SMITH *et al.*, 2014; NEAL; GRIFFITHS; DOWLING; MURLEY *et al.*, 2014).

Estudos mostram a pronação excessiva dos pés como um possível fator de risco no desenvolvimento de diversas lesões em diferentes populações. Esse padrão de movimento pode levar a um aumento na magnitude, velocidade e duração da rotação interna dos membros inferiores (joelho e/ou quadril), por meio da interdependência mecânica entre as rotações do tálus e da perna, na articulação talocrural (NEAL; GRIFFITHS; DOWLING; MURLEY *et al.*, 2014). A ocorrência desse padrão de movimento altera os torques articulares (SOUZA; PINTO; TREDE; KIRKWOOD *et al.*, 2009), reduz a rigidez e o comprimento apresentados pelo membro inferior (BUTLER; CROWELL; DAVIS, 2003; GURNEY, 2002; PINTO; SOUZA; TREDE; KIRKWOOD *et al.*, 2008) em atividades realizadas em cadeia cinética fechada e, conseqüentemente, pode alterar os estresses impostos sobre estruturas dos membros inferiores e complexo lombo-pélvico (PINTO; SOUZA; TREDE; KIRKWOOD *et al.*, 2008). Dessa forma, a pronação excessiva da articulação subtalar pode levar à lesão de várias estruturas articulares e músculo-tendíneas no complexo tornozelo-pé, joelho, quadril e complexo lombo-pélvico (PINTO; SOUZA; TREDE; KIRKWOOD *et al.*, 2008; WILLIAMS III; MCCLAY; HAMILL, 2001).

A recente revisão sistemática de Menéndez et al 2020 (MENÉNDEZ; BATALLA; PRIETO; RODRÍGUEZ *et al.*, 2020) mostrou que a pronação excessiva do pé parece estar relacionada com o desenvolvimento da síndrome do estresse tibial medial (MTSS) em corredores iniciantes uma vez que valores mais elevados para a queda do navicular, um indicador da pronação excessiva do pé (MUELLER; HOST; NORTON, 1993), foram observados em corredores com MTSS em relação aos seus pares ilesos (BENNETT; REINKING; PLUEMER; PENTEL *et al.*, 2001; RAISSI; CHERATI; MANSOORI; RAZI, 2009). A torção em abdução e o levantamento precoce do calcanhar também foram descritos como mecanismos compensatórios que levam a pronação excessiva e uma marcha não propulsiva na corrida (ROOS; ROOS; LOHMANDER; EKDAHL *et al.*, 1998; TWEED; CAMPBELL; AVIL, 2008), em que a carga no tendão tibial posterior é aumentada (ROOS; ROOS; LOHMANDER; EKDAHL *et al.*, 1998), favorecendo o surgimento de lesões por uso excessivo que são caracterizadas pela repetição de



movimentos disfuncionais (YATES; WHITE, 2004). Fatores comumente associados com a pronação excessiva dos pés podem ser vistos na figura 2.



**Figura 5:** Fatores comumente associados com a pronação excessiva dos pés. **Fonte:** Adaptado Neumann (2011)

Uma revisão sistemática realizada previamente também corroborou com os achados de Menéndez et al 2020 (MENÉNDEZ; BATALLA; PRIETO; RODRÍGUEZ *et al.*, 2020), Neal et al 2014 (NEAL; GRIFFITHS; DOWLING; MURLEY *et al.*, 2014) através da busca por estudos de coorte prospectivos que investigassem a postura e função do pé como fator de risco para lesão por uso excessivo de membros inferiores encontraram que haviam fortes evidências de que uma postura em pronação do pé era um fator de risco para o desenvolvimento de MTSS e evidências muito limitadas de que uma postura em pronação do pé era um fator de risco para o desenvolvimento de dor patelofemoral.

Corroborando com esses achados, estudos prévios demonstraram que devido ao aumento da pronação do pé e consequente aumento da rotação medial de joelho e quadril (RESENDE; DELUZIO; KIRKWOOD; HASSAN *et al.*, 2015; SOUZA; PINTO; TREDE; KIRKWOOD *et al.*, 2010) explica a relação entre aumento da pronação e diferentes condições de saúde de membros inferiores, como a dor patelofemoral (VENTURINI; MORATO; MICHETTI; RUSSO *et al.*, 2006), a tendinose patelar (MENDONÇA; MACEDO; FONSECA; SILVA, 2005) e a degeneração do quadril (GROSS; NIU; ZHANG; FELSON *et al.*, 2007). Movimentos como de supinação e pronação excessiva do pé, podem ser transferidos de forma ascendente aos membros inferiores, sobretudo devido ao ângulo oblíquo da articulação subtalar, podendo gerar aumento da demanda sobre estruturas como o ligamento cruzado anterior e a

articulação patelofemoral (BITTENCOURT, 2010; BOLDT; WILLSON; BARRIOS; KERNOZEK, 2013; SOUZA; PINTO; TREDE; KIRKWOOD *et al.*, 2009).

Chuter et al (2012), em uma revisão de literatura abordando as contribuições proximais e distais para lesões nas extremidades inferiores, aponta que movimentos como a pronação do pé excessiva ou prolongada têm sido relacionada a numerosas alterações funcionais nos membros inferiores, indicando lesões de uso excessivos que afetam o quadril, joelho, tornozelo e pé (CHUTER; DE JONGE, 2012). Segundo estudo de Riskowski et al (2013), dores nas articulações das extremidades inferiores são altamente prevalentes, sendo um dos fatores de risco a postura e/ou função dos pés (RISKOWSKI; DUFOUR; HAGEDORN; HILLSTROM *et al.*, 2013).

Estudo de Pohl et al (2007), sugere que o principal componente de pronação da articulação subtalar no plano coronal do retropé (eversão/inversão) seja transferido para rotação do plano transversal da tíbia, onde movimentos anormais do pé podem alterar a cinética e a cinemática dos membros inferiores, resultando em aumento dos riscos de lesões nas estruturas dos tecidos moles e/ou ósseos (POHL; MESSENGER; BUCKLEY, 2007). Segundo Chuter et al (2012), a pronação excessiva ou prolongada pode atrasar a rotação externa da tíbia e interromper o tempo entre a extensão do joelho e supinação do retropé (CHUTER; DE JONGE, 2012). Além disso, o aumento da eversão do calcâneo associado à pronação excessiva da articulação subtalar, poderia resultar no aumento da abdução de joelho em atividades de cadeia cinética fechada (FONSECA; OCARINO; SILVA; AQUINO, 2007; JOHANSON; GREENFELD; HUNG; WALTERS *et al.*, 2010).

### **Palmilhas**

Qualquer material colocado entre a sola do sapato e o pé e que realize alguma influência nas forças de pressão que atuem no membro é considerada uma palmilha segundo Hamlyn et al (2012) (HAMLYN; DOCHERTY; KLOSSNER, 2012). Nesse contexto, com objetivo de reduzir a pronação excessiva dos pés comumente encontrada em indivíduos com pé plano, palmilhas com cunha medial têm sido prescritas (IRVING, DAMIEN B; COOK, JILL L; YOUNG, MARK A; MENZ, HYLTON B, 2007) buscando restaurar o padrão normal das atividades funcionais sem dor, permitindo que o pé acomode as variações da superfície e proporcionam uma estabilidade adequada para a propulsão (NAWOCZENSKI; LUDEWIG, 2004).

As órteses plantares têm sido utilizadas há mais de 150 anos por profissionais de saúde, podendo auxiliar a apoiar, alinhar e corrigir deformidades nos pés e em outras partes do corpo. Elas podem ser feitas por uma infinidade de materiais, desde os

naturais aos sintéticos. No início, seu material era bem simples, como o couro e as cortiças, e suas peças chegavam a ser feitas de metal. Com o passar do tempo, seus materiais foram evoluindo, com o intuito de gerar um maior conforto e um melhor efeito (REDMOND; LANDORF; KEENAN, 2009).

Em geral, levando em consideração ao método construtivo da órtese, as palmilhas são divididas em pré-fabricadas, customizadas e palmilhas sob medida. As palmilhas pré-fabricada são aquelas produzidas em escala sem necessitar de um molde do pé do voluntário. Palmilhas feitas sob medida são aquelas confeccionadas para o paciente a partir de moldes dos seus pés e considerando as disfunções observadas na avaliação, enquanto as palmilhas customizadas são palmilhas ou elementos de palmilhas pré-fabricadas que são modificadas para atender melhor as características dos pacientes (REDMOND; LANDORF; KEENAN, 2009).

Além disso, as palmilhas também podem ser classificadas como palmilhas proprioceptivas, palmilhas ortopédicas/biomecânicas e palmilhas de contato total. A primeira pretende fornecer diferentes densidades e texturas para estimular o alinhamento do corpo por resposta ao estímulo sensorial distal. Palmilhas ortopédicas ou biomecânicas seguem topografia ou inclinações específicas para que produzam uma modificação na cinética ou cinemática da tarefa funcional dos membros inferiores (NAGANO; BEGG, 2018). Palmilhas de contato total são palmilhas confeccionadas sob medida com o objetivo de aumentar a área de contato do pé com o solo, reduzindo a pressão plantar. São indicadas para pacientes com risco de ulcerações nos pés como diabéticos e portadores de hanseníase (NAGANO; BEGG, 2018; TAKATA; MATSUOKA; OKUMURA; IWAMOTO *et al.*, 2013).

Quando uma pessoa apresenta problemas nos pés e membros inferiores, órteses plantares são indicadas para correção, compensação, proteção e há ainda, as que somam o controle funcional com a proteção (MAJUMDAR; LAXTON; THUESEN; RICHARDS *et al.*, 2013). Elas podem ser em forma de sapatos, sapatos modificados e palmilhas (pré-fabricadas ou personalizadas) (LOCKARD, 1988). A órtese escolhida irá depender da necessidade de cada indivíduo, o intuito é dar suporte e apoio ao corpo, aumentar a absorção do choque, oferecer alívio e reduzir as dores que surgem na planta do pé e no corpo proveniente de um não alinhamento esquelético (KIDO; IKOMA; HARA; IMAI *et al.*, 2014), além disso, no caso deste estudo, objetiva também controlar movimentos e forças que agem nas articulações. As órteses plantares ou palmilhas ortopédicas são comumente prescritas por médicos, fisioterapeutas e podólogos. Os profissionais de saúde realizam avaliações em movimento e de forma estática para

verificar os tipos de pisada e quais são as órteses plantares que necessitam ser prescritas (HAMLYN; DOCHERTY; KLOSSNER, 2012).

As palmilhas ortopédicas proporcionam maior controle do pé, promove suporte aos arcos do pé e posiciona a articulação subtalar em uma posição mecanicamente mais estável (BRANTHWAITE; PAYTON; CHOCKALINGAM, 2004). Segundo estudos, as palmilhas vêm sendo amplamente utilizadas na prática clínica dos profissionais da saúde como auxiliares no tratamento de alterações músculo esqueléticas como a pronação excessiva, eversão do pé, aumento da rotação interna da tibia, aumento do momento de inversão do tornozelo e aumento do momento de adução e rotação externa de joelho (BRANTHWAITE; PAYTON; CHOCKALINGAM, 2004; CHEUNG; CHUNG; NG, 2011) e de condições clínicas distais, como a fascíte plantar, ou para condições proximais, como a dor patelofemoral (BOLDT; WILLSON; BARRIOS; KERNOZEK, 2013; CRABTREE; DHOKIA; NEWMAN; ANSELL, 2009; CROSSLEY; VAN MIDDELKOOP; CALLAGHAN; COLLINS *et al.*, 2016), controlando potencialmente as movimentações excessivas ou prolongadas da articulação subtalar (NAWOCZENSKI; LUDEWIG, 2004).

Uma palmilha pré-fabricada tem uma produção em série e pode ser comprada nas prateleiras das lojas, fornecendo um apoio para um arco e amortecimento para a área geral do pé, além de ser mais barata (CRABTREE; DHOKIA; NEWMAN; ANSELL, 2009). A produção da palmilha customizada tem uma maior liberdade de manufatura, no quesito geométrico e dos materiais com um formato ideal para cada tipo de pé. Este fator é primordial por proporcionar um maior conforto às pessoas (SALLES; GYI, 2012). Uma palmilha pré-fabricada pode ser modificada para se tornar uma palmilha customizada (CRABTREE; DHOKIA; NEWMAN; ANSELL, 2009).

Os materiais mais comumente utilizados na confecção de palmilhas são etil-vinil-acetato (EVA), couro, poron®, plastazote®, silicone, polipropileno e eventualmente cortiça. O material escolhido para customizar a palmilha precisa ter uma resposta adequada a temperatura, elasticidade, dureza, densidade, durabilidade, flexibilidade, resiliência, compressibilidade e, principalmente, conforto. As palmilhas macias são feitas com materiais de baixa dureza, geralmente moldadas a frio, o que equivale a pouco tempo de vida porque não podem ser remodeladas (KIDO; IKOMA; HARA; IMAI *et al.*, 2014; MAJUMDAR; LAXTON; THUESEN; RICHARDS *et al.*, 2013). As palmilhas semirrígidas precisam ser moldadas e podem ser remodeladas em altas temperaturas (KIDO; IKOMA; HARA; IMAI *et al.*, 2014). Já as rígidas são feitas de materiais termoplásticos rígidos que são moldados a partir do molde positivo do pé, ou podem ser

moldadas no pé através de materiais que podem ser modelados a baixas temperaturas (KIDO; IKOMA; HARA; IMAI *et al.*, 2014).

As palmilhas customizadas são fabricadas com material termo moldável para criar uma base de suporte aos pés, onde serão adicionadas cunhas mediais, laterais, anteriores ou posteriores no interior de calçados de indivíduos com alterações estruturais (GUIMARÃES; FREITAS; SILVA; TEIXEIRA, 2000; TELFER; ABBOTT; STEULTJENS; WOODBURN, 2013). Estas cunhas têm como objetivo o controle dos movimentos de pronação e supinação excessiva dos pés desempenhados em cadeia cinética fechada durante atividades funcionais (RODRIGUES; CHANG; TENBROEK; HAMILL, 2013). O alívio da dor e a capacidade de retorno aos níveis anteriores de atividades são medidas usadas para avaliar o sucesso da intervenção com órteses (NAWOCZENSKI; LUDEWIG, 2004).

Os tipos de camadas que compõem uma palmilha não se distinguem em diferentes atividades do dia a dia. Sua composição básica se dá por intermédio de uma cobertura (parte superior da palmilha), de uma base de sustentação (parte inferior) e de elementos corretivos (colados na parte intermediária ou inferior). A grande questão para a prescrição ou confecção da palmilha adequada está no tipo de material utilizado. Nesse quesito, pode haver algumas variedades, e a escolha correta pode variar desde o perfil físico do indivíduo (no caso de um indivíduo mais pesado) até o tipo de atividade que ele pratica (TEMOTEO, 2019).

A cobertura refere-se à parte superior da palmilha (que ficará em contato com o pé). Para que se possa ter uma maior precisão na prescrição da cobertura correta, é importante que se leve em consideração a dureza do material, representada por uma unidade denominada *shore* (TEMOTEO, 2019). A relação *shore*/dureza é diretamente proporcional, ou seja, caso se tenha um baixo *shore*, tem-se um material macio, quanto mais alto, mais duro é o material. Essa escala costuma variar entre 10 (extra macia) e 100 (extra dura) (TEMOTEO, 2019).

Importante ressaltar que se deve realizar uma avaliação minuciosa, e, dessa forma, pode-se atestar a real necessidade de seu uso (HAMLYN; DOCHERTY; KLOSSNER, 2012; TELFER; ABBOTT; STEULTJENS; WOODBURN, 2013; TWEED; CAMPBELL; AVIL, 2008). As etapas do processo de avaliação para a escolha de uma palmilha convergem para o que se denomina diagnóstico cinesiológico funcional que compreende uma avaliação clínica detalhada (TEMOTEO, 2019).

### **Avaliação clínica**

É importante avaliar se o paciente sente dor e, principalmente, observar se há movimentos reduzidos ou aumentados que possam ter relação com a queixa principal. Ou seja, deve-se avaliar o movimento através de atividades funcionais, por exemplo, na marcha, subir e descer degraus, para assim, relacionar os padrões de movimento daquele paciente com as queixas álgicas e usar a órtese como um recurso terapêutico auxiliar à cinesioterapia. Existem diversos recursos para se avaliar padrões de movimento e postura dos pés:

*Índice de Postura do Pé (FPI):* é uma ferramenta utilizada para diagnóstico clínico destinada a quantificar o grau que um pé pode ser considerado na posição neutra, em pronação ou em supinação. Destina-se a ser um método simples de marcar os vários recursos da postura dos pés em um único resultado quantificável, que por sua vez fornece uma indicação da situação geral do pé (JASTIFER; GUSTAFSON, 2014). Todas as observações são realizadas com o indivíduo em pé em um ambiente descontraído, apoio bipodal e posição neutra estática (KOPMAN; LIEN; NAGUIB, 2011). O usuário atribui uma pontuação para uma série de observações. Características da postura aproximada do neutro são classificadas como zero, enquanto a postura em pronação é dado um valor positivo e em supinação apresenta um valor negativo. Quando as pontuações são combinadas, o valor total fornece uma estimativa da postura geral do pé que deve ser avaliado de forma independente (ABOURAZZAK; KADI; AZZOUZI; LAZRAK *et al.*, 2014; CANTALINO; MATTOS, 2006; REDMOND; CROSBIE; OUVRIER, 2006).

O FPI é composto por seis itens de observação validados. O retropé é avaliado através da palpação da cabeça do tálus, a observação das curvas acima e abaixo do maléolo lateral e a posição de inversão/eversão do calcâneo. As observações do antepé consistem na avaliação da região da articulação talonavicular, a congruência do arco longitudinal medial e a extensão da abdução/adução do antepé sobre o retropé (BULDT; MURLEY; LEVINGER; MENZ *et al.*, 2015; CANTALINO; MATTOS, 2006; REDMOND; CROSBIE; OUVRIER, 2006). Cada um dos testes de componentes ou observações são simplesmente classificados em 0 para neutro, -1 para supinação e -2 para sinais claros de supinação, +1 para pronação e +2 para sinais claros de pronação. Uma pontuação total entre 0 a +5 é considerado uma postura normal do pé, +6 a +9 é classificado como pronação e 10+ alta pronação do pé, enquanto entre -1 a -4 caracteriza uma postura em supinação e -5 a -12 configura uma alta supinação do pé (ABOURAZZAK; KADI; AZZOUZI; LAZRAK *et al.*, 2014; REDMOND; CROSBIE; OUVRIER, 2006).



**Figura 6:** FPI. **Fonte:** adaptado (Rodríguez e colaboradores; 2018)

### **Análise de dados**

#### **Mapeamento Estatístico Paramétrico (MPE):**

Outro ponto importante é com relação a análise de dados, sabe-se que a avaliação da cinemática e cinética das articulações possibilita uma melhor compreensão do desenvolvimento e risco de lesões (BITTENCOURT; MEEUWISSE; MENDONÇA; NETTEL-AGUIRRE *et al.*, 2016; NIGG; BALTICH; HOERZER; ENDERS, 2015). Para isso, este estudo decorre do método de mapeamento paramétrico estatístico (MPE), que é uma técnica estatística aplicada usada para detectar sinais contínuos em espaço-temporais. Uma série temporal é uma sequência de observações de uma variável ao longo do tempo (PATAKY; ROBINSON; VANRENTERGHEM; SAVAGE *et al.*, 2014). Neste estudo usando o MPE, pode-se exemplificar como uma variável a pronação excessiva dos pés observada em toda execução das atividades de marcha, subida e descida de degraus.

Por outro lado, essas séries temporais são caracterizadas por seus padrões cíclicos e muitas vezes podem ser descritos por alguns parâmetros discretos, ou seja, métricas zero-dimensionais, como valores de pico ou amplitude de movimento (BITTENCOURT; MEEUWISSE; MENDONÇA; NETTEL-AGUIRRE *et al.*, 2016; HRELJAC; MARSHALL; HUME, 2000; WILLEMS; WITVROUW; DELBAERE; DE COCK *et al.*, 2005) assumindo que esses parâmetros são funcionalmente relevantes.

Contudo, parâmetros discretos capturam apenas picos e médias e não avaliam aspectos importantes das séries temporais, como a forma do padrão e, portanto, são limitados em sua capacidade de detectar diferenças entre as condições ou populações. Em contra partida, há outras abordagens que superam essa limitação e consideram toda a série temporal, por exemplo, a análise de componentes principais que aplica métodos estatísticos mais complexos (FOCH; MILNER, 2014; MÜNDERMANN; NIGG; HUMBLE; STEFANYSHYN, 2003; NIGG; BALTICH; MAURER; FEDEROLF, 2012). No entanto, resultados de tais análises são difíceis de interpretar porque os eixos principais não coincidem com eixos anatômicos ou funcionais.

Recentemente, MPE foi sugerido como método adequado para analisar dados e mostrou ser superior à simplificação de análises de parâmetros discretos (TRUDEAU; VON TSCHARNER; VIENNEAU; HOERZER *et al.*, 2015). Por exemplo, o MPE foi usado para detectar diferenças na cinemática do joelho entre os pacientes após lesão do ligamento cruzado anterior e indivíduos controle que não sofreram lesão do ligamento cruzado anterior (PATAKY; ROBINSON; VANRENTERGHEM; SAVAGE *et al.*, 2014), compensações de marcha após a artrodese tibiotalar (SOLE; PATAKY; TENGMAN; HÄGER, 2017), heterogeneidade na intensidade muscular durante caminhada entre grupos de diferentes idades (BRUENING; COONEY; RAY; DAUT *et al.*, 2016) e diferenças na reação de força do solo entre correr em diferentes velocidades (FOCH; MILNER, 2014; ROBINSON; VANRENTERGHEM; PATAKY, 2015). Análises contínuas no tempo através do MPE contam com múltiplas comparações ao longo da trajetória e têm sido cada vez mais utilizadas na pesquisa biomecânica para determinar diferenças entre populações, intervenções e metodologias.

### **Objetivo**

Por fim, após avaliação da literatura é sabido que se deve prescrever a palmilha que mais se encaixa no perfil do indivíduo, porém, há uma divergência na literatura quanto à eficácia das palmilhas pré-fabricadas e as palmilhas customizadas. Há autores que defendem que as palmilhas pré-fabricadas (com apenas o suporte do arco longitudinal medial) seria o suficiente para controlar a pronação excessiva dos pés (BRANTHWAITE; PAYTON; CHOCKALINGAM, 2004; MCCULLOCH; BRUNT; VANDER LINDEN, 1993; MOSS; GORTON; DETERS, 1993), enquanto outros autores assumem que palmilhas customizadas (com suporte do arco longitudinal medial e cunha medial) apresentariam um controle mais efetivo do pico de eversão do calcâneo (BROWN; DONATELLI; CATLIN; WOODEN, 1995; TELFER; ABBOTT; STEULTJENS; WOODBURN, 2013).



Nesse contexto, levando em consideração todos os aspectos citados, o presente estudo visou suprir uma lacuna no conhecimento e uma divergência na literatura, podendo nortear a tomada de decisão clínica em relação à prescrição de palmilhas pré-fabricadas ou palmilhas customizadas quanto à eficácia dessas para limitar a pronação excessiva dos pés e movimentos acoplados ascendentes (eversão do calcâneo, rotação medial de membros inferiores) e forças externas (momento eversor de tornozelo e momento adutor de joelho).

## **2. Objetivo geral:**

O presente estudo objetivou empregar o SPM para identificar os efeitos de palmilhas pré-fabricadas sustentadas em arco (PREF) versus palmilhas pré-fabricadas sustentadas em arco modificadas com a adição de uma cunha medial de 6° (CUST) nos ângulos e momentos na biomecânica dos membros inferiores durante a caminhada, subida e descida de degraus. As hipóteses são que ambas as palmilhas irão reduzir a eversão do calcâneo, aumentar o momento externo de adução do joelho (KAM) e reduzir a rotação interna do quadril durante todas as tarefas, sendo os efeitos ao longo do tempo mais longos para as palmilhas modificadas.

## **3. Objetivos específicos:**

Identificar os efeitos de palmilhas PREF nos ângulos e momentos na biomecânica dos membros inferiores durante a caminhada, subida e descida de degraus;

Identificar os efeitos de palmilhas CUST nos ângulos e momentos na biomecânica dos membros inferiores durante a caminhada, subida e descida de degraus;

Comparar os achados de ângulos e momentos das palmilhas PREF e CUST na biomecânica dos membros inferiores durante a caminhada, subida e descida de degraus.

#### 4. REFERENCIAS

ABASS, S. J.; FAIHAN, B. A. Dynamic Analysis of the Gait Cycle for Normal and Abnormal Subjects. **Al-Nahrain Journal for Engineering Sciences**, 18, n. 2, p. 343-350, 2015.

ABOURAZZAK, F.; KADI, N.; AZZOUZI, H.; LAZRAK, F. *et al.* A positive association between foot posture index and medial compartment knee osteoarthritis in Moroccan people. **The open rheumatology journal**, 8, p. 96, 2014.

ANDREWS, J. R. **Reabilitação física das lesões desportivas**. Guanabara Koogan, 2000. 8527705613.

ANDRIACCHI, T. P.; ANDERSSON, G. B.; FERMIER, R. W.; STERN, D. *et al.* A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. **J Bone Joint Surg Am**, 62, n. 5, p. 749-757, Jul 1980.

BENNETT, J. E.; REINKING, M. F.; PLUEMER, B.; PENTEL, A. *et al.* Factors contributing to the development of medial tibial stress syndrome in high school runners. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, 31, n. 9, p. 504-510, 2001.

BIENFAIT, M.; ESTÁTICOS, O. D. fisiologia, patologia e tratamento fisioterápico. **São Paulo: Summer**, 1995.

BITTENCOURT, N. **Fatores Preditores para o aumento do valgismo dinâmico do joelho em atletas**. 2010. -, Dissertação de Mestrado em Ciências da Reabilitação. Universidade Federal de ....

BITTENCOURT, N. F.; MEEUWISSE, W.; MENDONÇA, L.; NETTEL-AGUIRRE, A. *et al.* Complex systems approach for sports injuries: moving from risk factor identification to injury pattern recognition—narrative review and new concept. **British journal of sports medicine**, 50, n. 21, p. 1309-1314, 2016.

BOLDT, A. R.; WILLSON, J. D.; BARRIOS, J. A.; KERNOZEK, T. W. Effects of medially wedged foot orthoses on knee and hip joint running mechanics in females with and without patellofemoral pain syndrome. **Journal of applied biomechanics**, 29, n. 1, p. 68-77, 2013.

BRANTHWAITE, H. R.; PAYTON, C. J.; CHOCKALINGAM, N. The effect of simple insoles on three-dimensional foot motion during normal walking. **Clinical Biomechanics**, 19, n. 9, p. 972-977, 2004.

BROWN, G. P.; DONATELLI, R.; CATLIN, P. A.; WOODEN, M. J. The effect of two types of foot orthoses on rearfoot mechanics. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, 21, n. 5, p. 258-267, 1995.

BRUENING, D. A.; COONEY, T. E.; RAY, M. S.; DAUT, G. A. *et al.* Multisegment foot kinematic and kinetic compensations in level and uphill walking following tibiotalar arthrodesis. **Foot & ankle international**, 37, n. 10, p. 1119-1129, 2016.

BULDT, A. K.; MURLEY, G. S.; LEVINGER, P.; MENZ, H. B. *et al.* Are clinical measures of foot posture and mobility associated with foot kinematics when walking? **Journal of foot and ankle research**, 8, n. 1, p. 1-12, 2015.

BUTLER, R. J.; CROWELL, H. P., 3rd; DAVIS, I. M. Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, 18, n. 6, p. 511-517, Jul 2003.

CANTALINO, J.; MATTOS, H. Comparação dos tipos de pé classificados por determinadas formas de avaliação clínica. **Revisão Bibliográfica**, 4, p. 76, 2006.

CHAN, C. W.; RUDINS, A. Foot biomechanics during walking and running. **Mayo Clin Proc**, 69, n. 5, p. 448-461, May 1994.

CHEUNG, R. T.; CHUNG, R. C.; NG, G. Y. Efficacies of different external controls for excessive foot pronation: a meta-analysis. **British journal of sports medicine**, 45, n. 9, p. 743-751, 2011.

CHUTER, V. H.; DE JONGE, X. A. J. Proximal and distal contributions to lower extremity injury: a review of the literature. **Gait & posture**, 36, n. 1, p. 7-15, 2012.

COWAN, D. N.; JONES, B. H.; ROBINSON, J. R. Foot morphologic characteristics and risk of exercise-related injury. **Archives of family medicine**, 2, n. 7, p. 773-777, 1993.

CRABTREE, P.; DHOKIA, V.; NEWMAN, S.; ANSELL, M. Manufacturing methodology for personalised symptom-specific sports insoles. **Robotics and Computer-Integrated Manufacturing**, 25, n. 6, p. 972-979, 2009.

CROSSLEY, K. M.; VAN MIDDELKOOP, M.; CALLAGHAN, M. J.; COLLINS, N. J. *et al.* 2016 Patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester. Part 2: recommended physical interventions (exercise, taping, bracing, foot orthoses and combined interventions). **British journal of sports medicine**, 50, n. 14, p. 844-852, 2016.

DE CASTRO, D. M.; VIERA, L. C. R. Joelho: Revisão de aspectos pertinentes à fisioterapia. 2009.

DOWLING, G. J.; MURLEY, G. S.; MUNTEANU, S. E.; SMITH, M. M. *et al.* Dynamic foot function as a risk factor for lower limb overuse injury: a systematic review. **J Foot Ankle Res**, 7, n. 1, p. 53, 2014.

DUGAN, S. A.; BHAT, K. P. Biomechanics and analysis of running gait. **Phys Med Rehabil Clin N Am**, 16, n. 3, p. 603-621, Aug 2005.

FILIPPIN, N.; BARBOSA, V.; SACCO, I.; LOBO DA COSTA, P. Efeitos da obesidade na distribuição de pressão plantar em crianças. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, 11, n. 6, p. 495-501, 2007.

FOCH, E.; MILNER, C. E. The influence of iliotibial band syndrome history on running biomechanics examined via principal components analysis. **Journal of biomechanics**, 47, n. 1, p. 81-86, 2014.

FONSECA, S.; OCARINO, J.; SILVA, P.; AQUINO, C. Integration of stresses and their relationship to the kinetic chain. **Scientific foundations and principles of practice in musculoskeletal rehabilitation. St Louis: Saunders Elsevier**, p. 476-486, 2007.

FRANKEL, V. H. N., M. Biomecânica Básica do sistema musculoesquelético. **Guanabara Koogan, RJ**, 2003.

GROSS, K. D.; NIU, J.; ZHANG, Y. Q.; FELSON, D. T. *et al.* Varus foot alignment and hip conditions in older adults. **Arthritis & Rheumatism: Official Journal of the American College of Rheumatology**, 56, n. 9, p. 2993-2998, 2007.

GUIMARÃES, G. V.; FREITAS, H. F. G.; SILVA, P. R. S.; TEIXEIRA, L. R. Pés: devemos avaliá-los ao praticar atividade físico-esportiva? **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, 6, p. 57-59, 2000.

GURNEY, B. Leg length discrepancy. **Gait Posture**, 15, n. 2, p. 195-206, Apr 2002.

HAMILL, J. Bases biomecânicas do movimento humano. 1999.

HAMLYN, C.; DOCHERTY, C. L.; KLOSSNER, J. Orthotic intervention and postural stability in participants with functional ankle instability after an accommodation period. **Journal of athletic training**, 47, n. 2, p. 130-135, 2012.

HERBERT, S. R. P., A. J.; BARROS, F. T. . Ortopedia e traumatologia: princípios e prática. . **Porto Alegre: Artmed**, 3 ed, 2003.

HOPPENFELD, S.; HUTTON, R.; THOMAS, H.; QUADRA, A. A. F. *et al.* Propedêutica ortopédica, coluna e extremidades. *In: Propedêutica ortopédica, coluna e extremidades*, 1987. p. 276-276.

HRELJAC, A.; MARSHALL, R. N.; HUME, P. A. Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. **Medicine and science in sports and exercise**, 32, n. 9, p. 1635-1641, 2000.

IRVING, D. B.; COOK, J. L.; YOUNG, M. A.; MENZ, H. B. Obesity and pronated foot type may increase the risk of chronic plantar heel pain: a matched case-control study. **BMC musculoskeletal disorders**, 8, n. 1, p. 1-8, 2007.

IRVING, D. B.; COOK, J. L.; YOUNG, M. A.; MENZ, H. B. Obesity and pronated foot type may increase the risk of chronic plantar heel pain: a matched case-control study. **BMC Musculoskelet Disord**, 8, p. 41, May 17 2007.

JASTIFER, J. R.; GUSTAFSON, P. A. The subtalar joint: biomechanics and functional representations in the literature. **The foot**, 24, n. 4, p. 203-209, 2014.

JOHANSON, M. A.; GREENFELD, L.; HUNG, C.; WALTERS, R. *et al.* The relationship between forefoot and rearfoot static alignment in pain-free individuals with above-average forefoot varus angles. **Foot & ankle specialist**, 3, n. 3, p. 112-116, 2010.

KAUR, M.; RIBEIRO, D. C.; THEIS, J. C.; WEBSTER, K. E. *et al.* Movement Patterns of the Knee During Gait Following ACL Reconstruction: A Systematic Review and Meta-Analysis. **Sports Med**, 46, n. 12, p. 1869-1895, Dec 2016.

KIDO, M.; IKOMA, K.; HARA, Y.; IMAI, K. *et al.* Effect of therapeutic insoles on the medial longitudinal arch in patients with flatfoot deformity: a three-dimensional loading computed tomography study. **Clinical Biomechanics**, 29, n. 10, p. 1095-1098, 2014.

KIRKWOOD RN, M. B., Resende RA. . Marcha e quedas no idoso. **Sociedade Nacional de Fisioterapia Esportiva; Macedo CSG, Reis FA, organizadores. PROFISIO**

**Programa de Atualização em Fisioterapia Esportiva e traumato-ortopédica**, Ciclo 6. Porto Alegre: Artmed Panamericana;, p. 9-87, 2016.

KOPMAN, A.; LIEN, C.; NAGUIB, M. Neuromuscular dose–response studies: determining sample size. **British journal of anaesthesia**, 106, n. 2, p. 194-198, 2011.

LEARDINI, A.; O'CONNOR, J. J.; GIANNINI, S. Biomechanics of the natural, arthritic, and replaced human ankle joint. **Journal of foot and ankle research**, 7, n. 1, p. 1-16, 2014.

LERSCH, C.; GRÖTSCH, A.; SEGESSER, B.; KOEBKE, J. *et al.* Influence of calcaneus angle and muscle forces on strain distribution in the human Achilles tendon. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, 27, n. 9, p. 955-961, Nov 2012.

LIPPERT, L. S. Cinesiologia clínica para fisioterapeutas. **Rio de Janeiro: Guanabara**, 2003.

LOCKARD, M. A. Foot orthoses. **Physical therapy**, 68, n. 12, p. 1866-1873, 1988.

MAJUMDAR, R.; LAXTON, P.; THUESEN, A.; RICHARDS, B. *et al.* Development and evaluation of prefabricated antipronation foot orthosis. **Journal of rehabilitation research and development**, 50, n. 10, p. 1332-1342, 2013.

MCCULLOCH, M. U.; BRUNT, D.; VANDER LINDEN, D. The effect of foot orthotics and gait velocity on lower limb kinematics and temporal events of stance. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, 17, n. 1, p. 2-10, 1993.

MCFADYEN, B. J.; WINTER, D. A. An integrated biomechanical analysis of normal stair ascent and descent. **J Biomech**, 21, n. 9, p. 733-744, 1988.

MENDONÇA, L. D. M.; MACEDO, L.; FONSECA, S. T.; SILVA, A. Comparação do alinhamento anatômico de membros inferiores entre indivíduos saudáveis e indivíduos com tendinose patelar. **Rev Bras Fisioter**, 9, p. 101-107, 2005.

MENÉNDEZ, C.; BATALLA, L.; PRIETO, A.; RODRÍGUEZ, M. Á. *et al.* Medial Tibial Stress Syndrome in Novice and Recreational Runners: A Systematic Review. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, 17, n. 20, p. 7457, 2020.

MILLER, J. P. Foot Orthotics in Therapy and Sport: Step-by-Step Fabrication Procedures. **Journal of Athletic Training**, 32, n. 1, p. 78, 1997.

MOORE, K. L.; DALLEY, A. F.; AGUR, A. M. Anatomia Orientada Para a Clínica-7ª Edição. **Rio de Janeiro**, 2014.

MOSS, C. L.; GORTON, B.; DETERS, S. A comparison of prescribed rigid orthotic devices and athletic taping support used to modify pronation in runners. **Journal of Sport Rehabilitation**, 2, n. 3, p. 179-188, 1993.

MOTTA FILHO, G.; BARROS FILHO, T.; ORTIZ, R. CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE E DO ESPORTE–CEFID.

MUELLER, M.; HOST, J.; NORTON, B. Navicular drop as a composite measure of excessive pronation. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, 83, n. 4, p. 198-202, 1993.

MÜNDERMANN, A.; NIGG, B. M.; HUMBLE, R. N.; STEFANYSHYN, D. J. Foot orthotics affect lower extremity kinematics and kinetics during running. **Clinical biomechanics**, 18, n. 3, p. 254-262, 2003.

NAGANO, H.; BEGG, R. K. Shoe-insole technology for injury prevention in walking. **Sensors**, 18, n. 5, p. 1468, 2018.

NAWOCZENSKI, D. A.; LUDEWIG, P. M. The effect of forefoot and arch posting orthotic designs on first metatarsophalangeal joint kinematics during gait. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, 34, n. 6, p. 317-327, 2004.



NEAL, B. S.; GRIFFITHS, I. B.; DOWLING, G. J.; MURLEY, G. S. *et al.* Foot posture as a risk factor for lower limb overuse injury: a systematic review and meta-analysis. **J Foot Ankle Res**, 7, n. 1, p. 55, 2014.

NETTER, F. H. **Netter atlas de anatomia humana**. Elsevier Brasil, 2018. 8535291032.

NEUMANN, D. A. **Cinesiologia do aparelho musculoesquelético: fundamentos para reabilitação**. Elsevier Health Sciences, 2010. 8535239669.

NIGG, B. M.; BALTICH, J.; HOERZER, S.; ENDERS, H. Running shoes and running injuries: mythbusting and a proposal for two new paradigms: 'preferred movement path' and 'comfort filter'. **British journal of sports medicine**, 49, n. 20, p. 1290-1294, 2015.

NIGG, B. M.; BALTICH, J.; MAURER, C.; FEDEROLF, P. Shoe midsole hardness, sex and age effects on lower extremity kinematics during running. **Journal of biomechanics**, 45, n. 9, p. 1692-1697, 2012.

NOVACHECK, T. F. The biomechanics of running. **Gait Posture**, 7, n. 1, p. 77-95, Jan 1 1998.

OATIS, C. A. Biomechanics of the foot and ankle under static conditions. **Physical therapy**, 68, n. 12, p. 1815-1821, 1988.

OKUNO, E.; FRATIN, L. **Desvendando a física do corpo humano: biomecânica**. Manole São Paulo, 2003. 8520416233.

PATAKY, T. C.; ROBINSON, M. A.; VANRENTERGHEM, J.; SAVAGE, R. *et al.* Vector field statistics for objective center-of-pressure trajectory analysis during gait, with evidence of scalar sensitivity to small coordinate system rotations. **Gait & posture**, 40, n. 1, p. 255-258, 2014.

PERRY, S. D.; LAFORTUNE, M. A. Influences of inversion/eversion of the foot upon impact loading during locomotion. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, 10, n. 5, p. 253-257, Jul 1995.

PETERSON, L. **Lesões do esporte: prevenção e tratamento**. Manole, 2002. 8520413056.

PINTO, R. Z.; SOUZA, T. R.; TREDE, R. G.; KIRKWOOD, R. N. *et al.* Bilateral and unilateral increases in calcaneal eversion affect pelvic alignment in standing position. **Man Ther**, 13, n. 6, p. 513-519, Dec 2008.

POHL, M. B.; MESSENGER, N.; BUCKLEY, J. G. Forefoot, rearfoot and shank coupling: effect of variations in speed and mode of gait. **Gait & posture**, 25, n. 2, p. 295-302, 2007.

PRATT, D. J. Mechanisms of shock attenuation via the lower extremity during running. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, 4, n. 1, p. 51-57, Feb 1989.

RAISSI, G. R. D.; CHERATI, A. D. S.; MANSOORI, K. D.; RAZI, M. D. The relationship between lower extremity alignment and Medial Tibial Stress Syndrome among non-professional athletes. **BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation**, 1, n. 1, p. 1-8, 2009.

REDMOND, A. C.; CROSBIE, J.; OUVRIER, R. A. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index. **Clinical biomechanics**, 21, n. 1, p. 89-98, 2006.

REDMOND, A. C.; LANDORF, K. B.; KEENAN, A.-M. Contoured, prefabricated foot orthoses demonstrate comparable mechanical properties to contoured, customised foot orthoses: a plantar pressure study. **Journal of Foot and Ankle Research**, 2, n. 1, p. 1-10, 2009.

RESENDE, R. A.; DELUZIO, K. J.; KIRKWOOD, R. N.; HASSAN, E. A. *et al.* Increased unilateral foot pronation affects lower limbs and pelvic biomechanics during walking. **Gait & posture**, 41, n. 2, p. 395-401, 2015.

RICHARDS, J. The Comprehensive Textbook of Clinical Biomechanics. **Elsevier**. 2 ed. , 2018.

RISKOWSKI, J. L.; DUFOUR, A. B.; HAGEDORN, T. J.; HILLSTROM, H. J. *et al.* Associations of foot posture and function to lower extremity pain: results from a population-based foot study. **Arthritis care & research**, 65, n. 11, p. 1804-1812, 2013.

ROBINSON, M. A.; VANRENTERGHEM, J.; PATAKY, T. C. Statistical Parametric Mapping (SPM) for alpha-based statistical analyses of multi-muscle EMG time-series. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, 25, n. 1, p. 14-19, 2015.

RODRIGUES, P.; CHANG, R.; TENBROEK, T.; HAMILL, J. Medially posted insoles consistently influence foot pronation in runners with and without anterior knee pain. **Gait & posture**, 37, n. 4, p. 526-531, 2013.

ROOS, E. M.; ROOS, H. P.; LOHMANDER, L. S.; EKDAHL, C. *et al.* Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS)--development of a self-administered outcome measure. **J Orthop Sports Phys Ther**, 28, n. 2, p. 88-96, Aug 1998.

SALLES, A. S.; GYI, D. E. The specification of personalised insoles using additive manufacturing. **Work**, 41, n. Supplement 1, p. 1771-1774, 2012.

SHIH, Y. O.; TENG, H. L.; POWERS, C. M. Lower Extremity Stiffness Predicts Ground Reaction Force Loading Rate in Heel Strike Runners. **Med Sci Sports Exerc**, 51, n. 8, p. 1692-1697, Aug 2019.

SHINNO, N. [Dynamic analysis of the movement of the knee. 5. Analysis of knee function in ascending and descending stairs]. **Nihon Seikeigeka Gakkai Zasshi**, 35, p. 568-573, Sep 1961.

SOLE, G.; PATAKY, T.; TENGMAN, E.; HÄGER, C. Analysis of three-dimensional knee kinematics during stair descent two decades post-ACL rupture—Data revisited using statistical parametric mapping. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, 32, p. 44-50, 2017.

SOLE, G.; TENGMAN, E.; GRIP, H.; HÄGER, C. K. Knee kinematics during stair descent 20 years following anterior cruciate ligament rupture with and without reconstruction. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, 32, p. 180-186, Feb 2016.

SOUZA, T. R.; PINTO, R. Z.; TREDE, R. G.; KIRKWOOD, R. N. *et al.* Temporal couplings between rearfoot-shank complex and hip joint during walking. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, 25, n. 7, p. 745-748, Aug 2010.

SOUZA, T. R.; PINTO, R. Z.; TREDE, R. G.; KIRKWOOD, R. N. *et al.* Late rearfoot eversion and lower-limb internal rotation caused by changes in the interaction between forefoot and support surface. **J Am Podiatr Med Assoc**, 99, n. 6, p. 503-511, Nov-Dec 2009.

STANDRING, S. **Gray's Anatomia: A base anatômica da prática clínica**. Elsevier Brasil, 2010. 853524624X.

TAKATA, Y.; MATSUOKA, S.; OKUMURA, N.; IWAMOTO, K. *et al.* Standing balance on the ground—the influence of flatfeet and insoles. **Journal of physical therapy science**, 25, n. 12, p. 1519-1521, 2013.

TEGNER, Y.; LYSHOLM, J. Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries. **Clin Orthop Relat Res**, n. 198, p. 43-49, Sep 1985.

TELFER, S.; ABBOTT, M.; STEULTJENS, M. P.; WOODBURN, J. Dose–response effects of customised foot orthoses on lower limb kinematics and kinetics in pronated foot type. **Journal of biomechanics**, 46, n. 9, p. 1489-1495, 2013.

TEMOTEO, R. F. S., R. F. O. . Tênis e palmilhas para corredores: da prática de mercado à prática baseada em evidências. . In: **Sociedade Nacional de Fisioterapia Esportiva; Bittencourt NFN, Lima POP, organizadores PROFISIO Programa de Atualização em Fisioterapia Esportiva e Atividade Física.** , Ciclo 8, v. 4:, p. 47-102, 2019.

TIBERIO, D. Pathomechanics of structural foot deformities. **Physical therapy**, 68, n. 12, p. 1840-1849, 1988.

TORTORA, G. J.; DERRICKSON, B. **Corpo Humano-: Fundamentos de Anatomia e Fisiologia.** Artmed Editora, 2016. 8582713649.

TRUDEAU, M. B.; VON TSCHARNER, V.; VIENNEAU, J.; HOERZER, S. *et al.* Assessing footwear effects from principal features of plantar loading during running. **Medicine and science in sports and exercise**, 47, n. 9, p. 1988-1996, 2015.

TWEED, J. L.; CAMPBELL, J. A.; AVIL, S. J. Biomechanical risk factors in the development of medial tibial stress syndrome in distance runners. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, 98, n. 6, p. 436-444, 2008.

VAN, d. G. Cinesiologia clínica para fisioterapeutas. . **3 ed Rio de Janeiro: Guanabara Koogan** 2003.

VENTURINI, C. V. C.; MORATO, F.; MICHETTI, H.; RUSSO, M. *et al.* Estudo da associação entre dor patelofemoral e retropé varo. **Acta fisiátrica**, 13, n. 2, p. 70-73, 2006.

WILLEMS, T.; WITVROUW, E.; DELBAERE, K.; DE COCK, A. *et al.* Relationship between gait biomechanics and inversion sprains: a prospective study of risk factors. **Gait & posture**, 21, n. 4, p. 379-387, 2005.

WILLIAMS III, D. S.; MCCLAY, I. S.; HAMILL, J. Arch structure and injury patterns in runners. **Clinical biomechanics**, 16, n. 4, p. 341-347, 2001.

YATES, B.; WHITE, S. The incidence and risk factors in the development of medial tibial stress syndrome among naval recruits. **The American journal of sports medicine**, 32, n. 3, p. 772-780, 2004.













## 5. CAPÍTULO 2 - ARTIGO CIENTÍFICO

### **An exploration of the effects of prefabricated and customized insoles on lower limb kinetics and kinematics during walking, stair ascent and descent: A time series analysis.**

Bianca Martins Lourenço<sup>1</sup>, Fabricio Anicio Magalhães<sup>2</sup>, Fernanda Muniz Vieira<sup>1</sup>, Carol Kokudai<sup>1</sup>, Renato Trede<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Graduate Program in Rehabilitation and Functional Performance, Department of Physical Therapy, Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri (UFVJM), Diamantina, Minas Gerais, Brazil.

<sup>2</sup>Graduate Program in Rehabilitation Sciences, Department of Physical Therapy, Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), Belo Horizonte, Minas Gerais, Brazil

#### **Corresponding author at:**

Prof. Renato Trede  
Graduate Program in Rehabilitation and Functional Performance  
Department of Physical Therapy  
Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri (UFVJM)  
MGT 367, Km 583, Alto da Jacuba, nº 5000 - 39100-000  
Diamantina - Minas Gerais - Brazil.  
Phone: +55 (31) 98851-5188  
E-mail: renato.trede@gmail.com

#### **Statement**

I confirm that all authors were fully involved in the study and preparation of the manuscript and the material within has not been and will not be submitted for publication elsewhere.

## ABSTRACT

**Background:** Prefabricated and customized insoles are used in clinical practice aiming to reduce foot pronation. Although data exist on the effects at key points within the stance phase, an exploration of the effect of different insoles using time series analysis may reveal more detail of their efficacy.

**Research question:** What are the effects revealed by a time series analysis of arch-supported prefabricated insoles (PREFABRICATED) versus arch-supported prefabricated insoles customized with a 6° medial wedge (CUSTOM) on the lower limb biomechanics during walking, stair ascent and descent in individuals with pronated feet?

**Methods:** Nineteen individuals with excessive foot pronation (Foot Posture Index  $\geq 6$ ) performed walking, stair ascent and descent tasks using three insoles: CONTROL (flat surface), CUSTOM, and PREFABRICATED. Angles and moments of ankle and knee coronal plane, as well as hip transverse plane, were compared between conditions using the statistical parametric mapping (SPM).

**Results:** For walking, CUSTOM reduced ankle eversion moment compared to CONTROL during midstance and PREFABRICATED during propulsion. CUSTOM reduced KAM during midstance and propulsion compared to PREFABRICATED. Compared to CONTROL, CUSTOM and PREFABRICATED reduced hip internal rotation during propulsion and loading response, respectively. For stair ascent, CUSTOM reduced eversion movement during midstance and propulsion. PREFABRICATED reduced eversion movement during midstance in comparison to CONTROL. For stair descent, CUSTOM increased eversion movement during propulsion compared to PREFABRICATED. CUSTOM reduced hip internal rotation angle for stair ascent during propulsion, reduced the medial rotation movement during midstance compared to CONTROL, and reduced medial rotation during midstance compared to PREFABRICATED. CUSTOM increased KAM for stair ascent and descent during propulsion.

**Significance:** These findings suggest both CUSTOM and PREFABRICATED reduce foot pronation, however more non-local effects, such as changes in KAM and hip internal rotation were seen only in the CUSTOM. Therefore, CUSTOM may be preferable if the objective is to modify the knee and hip mechanics.

**Keywords:** walking; stair climbing; foot orthoses; kinematics; kinetics; SPM

## 6. Introduction

Different types of insoles are described in the literature aiming to reduce foot pronation. Some authors employ low-cost prefabricated insoles which only consider foot size [1, 2], whereas others consider customizing prefabricated insoles by adding medial or lateral wedges [3, 4], and custom-made insoles manufactured through foot casting aim to position the subtalar joint in neutral [5, 6]. The prescription of insoles has focused on reducing foot pronation, and significant reductions in the amount of pronation in the stance phase along with increases in the duration of the stance time have been reported [1, 2].

The effects on the proximal joints of the lower limb (i.e., non-local effects) have also been described with customized insoles. Recent studies have reported a reduction of the range of motion in the transverse plane at the knee and hip joints, and adduction at the hip during running [3, 7] and walking [7, 8]. However, little is known about the effects of customized insoles on the lower-limb mechanics during other activities of daily living. Despite being a routine functional task, stair ascent and descent are challenging activities related to patellofemoral pain (PFP) [9, 10] and knee osteoarthritis (OA) [11]. In turn, some studies indicate that excessive foot pronation may be a risk factor for the development of these conditions [11-13], as well as of other conditions like plantar fasciitis [14], calcaneal tendinopathy [15, 16], and medial tibial stress syndrome [17, 18].

The majority of research using three-dimensional kinetic and kinematic analyses is limited to the analysis of discrete variables. Reducing an entire time series to discrete points of interest during a functional task may limit the identification of the efficacy of interventions [19, 20]. Conversely, continuous analysis using techniques such as Statistical Parametric Mapping (SPM) allows the identification of the differences between the signals over the whole time series [19-22].

Therefore, the present study aimed to compare the effects of prefabricated insoles with arch support (PREFABRICATED), prefabricated insole with arch support and a 6° medial wedge (CUSTOM), and flat insole (CONTROL) on the lower limbs' angles and moments of individuals with pronated feet during walking, and stair ascent and descent using the SPM. The hypotheses were that both intervention insoles would reduce the calcaneal eversion, increase the external knee adduction moment (KAM), and reduce the hip internal rotation over the time series, and the non-local effects of the CUSTOM insoles would be more evidenced than the PREFABRICATED insoles.

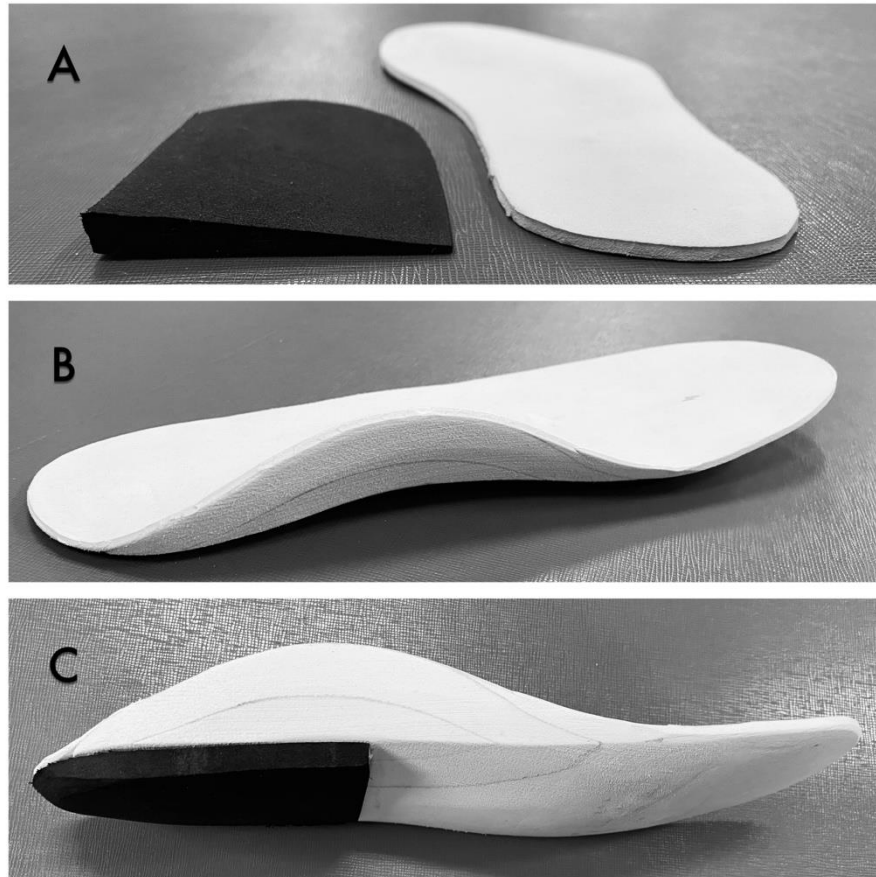
## **7. Methods**

### **7.1. Participants**

Inclusion criteria were; aged between 18 and 45 years, body mass index (BMI) < 28 kg/m<sup>2</sup>, Foot Posture Index (FPI) ≥ 6 [23], and no history of lower limb injuries on the lower limb and pelvis in the last year. Participants were excluded if they presented discomfort or pain when using the insoles. The sample size was determined using G\*Power version 3.1 [24] using a repeated-measures analysis of variance (ANOVA), statistical power of 0.7, and moderate effect size (0.6), and significance level of 0.05, which resulted in a sample size of 16 being required. All participants signed an Informed Consent Form before data collection, and the study was approved by the Institutional Research Ethics Committee (nº 2.622.183).

### **7.2. Experimental conditions**

Three insole conditions were tested: CONTROL, PREFABRICATED, and CUSTOM. All insoles were made from ethylene-vinyl acetate (EVA) shore 40. CONTROL was a 2mm thick flat insole (Fig. 1a), PREFABRICATED were manufactured with medial longitudinal arch support height standardized and proportional to the footwear's size with no posting under the rearfoot (Fig. 1b), and CUSTOM were the prefabricated insole with the addition of a 6° medial wedge under the rearfoot (Fig. 1c). This wedge was custom made on a CNC (Computer Numerical Control) milling machine also using EVA (shore 40) and were fixed within the shoe using double-sided tape underneath the insoles from the calcaneus to the end of the medial longitudinal arch support. A previous study showed that wedges inclined at 6° can promote significant changes in the kinetics and kinematics of the lower limbs during walking and running [25].



**Figure 1.** **A:** Posterior view of the control insole (right) and the medial wedge (left). **B:** Posterior-medial view of the prefabricated insole with the medial longitudinal arch support alone. **C:** Medial view of the customized insole (medial longitudinal arch support + 6° medial wedge).

### 7.3. Instruments

The kinematic data were recorded using a 9-camera Oqus 3+ system at 200 Hz (Qualisys Medical AB, Sweden). The kinetic data were recorded using three synchronized force plates (FP 4060-08, Bertec, USA) at 1000Hz.

### 7.4. Procedures

On the day of data collection mass, height, BMI, and FPI were measured by the same experienced examiner [23]. Passive retro-reflective markers were placed on the volunteers. A static trial was performed with the participants using standardized footwear (New Fit, Bout's, Brazil) with the control insole. The three insole conditions were recorded in a randomized order with walking trials performed at a self-selected speed on a 12-meter walkway, and stair ascent and descent were performed from the ground level to a 20cm step staircase, and from a 20cm step staircase to the ground level, respectively.



The staircases were placed over the force plates to record the kinetics and their weight were removed before data collection.

### **7.5. Data processing**

Kinematic and kinetic data were processed using Visual 3D (version 6, C-motion, USA). Marker trajectories and force data were low-pass filtered using a 4<sup>th</sup>-order Butterworth filter at 6Hz and 25Hz, respectively [26]. All body segments were modeled using the Calibrated Anatomical System Technique [27]. Stance phases were automatically detected between heel-strike and toe-off from the vertical component of the ground reaction force using a threshold of 20N. External joint moments were calculated using three-dimensional inverse dynamics which were normalized to body mass. The analysis focused on the ankle coronal plane, knee coronal plane, and hip transverse planes as these have previously been related to foot pronation [23,24]. The time series were normalized to 100% of the stance phase and the average of five trials was used for analysis. More information about data processing is presented in the Supplementary Materials.

### **7.6. Data analysis**

To compare the experimental conditions, a time series analysis was performed using the SPM [19, 28]. Before any inferential procedures, the data distribution was examined and found to be normally distributed using the function “spm1d.stats.normality.anova1rm”, therefore parametric tests were used for the analyses. In sequence, One-Way Repeated Measures Analyses of Variance (1RM-ANOVA) over the normalized time-series was used to establish the presence of any significant differences between the conditions. Three pre-planned contrasts (CONTROL vs. CUSTOM, CONTROL vs. PREFABRICATED, and CUSTOM vs. PREFABRICATED) were performed using SPM post-hoc paired t-tests when the ANOVA main effect was significant. A Bonferroni correction was applied for multiple comparisons ( $p < 0.0167$ ). The time duration of the differences over the stance phase was computed as the subtraction between the end and beginning of the significant differences, which were reported as a percentage of the stance phase ( $\Delta TD$ ). The technical details on the SPM methods used have been previously reported [19, 26, 28], and all analyses were implemented using the open source spm1d code ([www.spm1d.org](http://www.spm1d.org)) for Matlab (2021a, The MathWorks, Inc., USA).

## **8. Results**

In total, 10 women and 9 men completed the study. Table 1 shows the characteristics of the participants. The SPM results are presented below..

### **8.1. Walking**

The 1RM-ANOVA revealed significant main effects for ankle eversion angle and moment. Both CUSTOM and PREFABRICATED reduced the amount of ankle eversion in the beginning of midstance when compared to CONTROL. CUSTOM reduced the ankle eversion moment during midstance and in the beginning of propulsion phase. PREFABRICATED increased the ankle eversion moment during the loading response phase and reduced the eversion moment during midstance and in the beginning of propulsion phase compared to the CONTROL. Additionally, CUSTOM reduced the ankle eversion moment at the end of the midstance and in the beginning of propulsion phase compared to PREFABRICATED, (Figure 2 and Table 2).

The 1RM-ANOVA also revealed significant main effects for the knee adduction moment (KAM) and hip rotation movement and moments. CUSTOM reduced the KAM during midstance, and in the beginning of propulsion phase compared to PREFABRICATED (Figure 3 and Table 2). For the hip angles, CUSTOM increased the external rotation movement at the end of propulsion phase and PREFABRICATED increased the external rotation movement during the loading response phase compared to CONTROL. For the hip moments, CUSTOM increased the lateral rotation in the beginning of midstance and PREFABRICATED increased the lateral rotation moment in the beginning of midstance compared to CONTROL (Figure 4 and Table 2).

### **8.2. Stair Ascent**

The 1RM-ANOVA revealed significant main effects for ankle eversion angle. CUSTOM reduced the eversion movement in the midstance and the beginning of propulsion phase. PREFABRICATED reduced the eversion movement in the beginning of midstance in comparison to CONTROL (Figure 2 and Table 2).

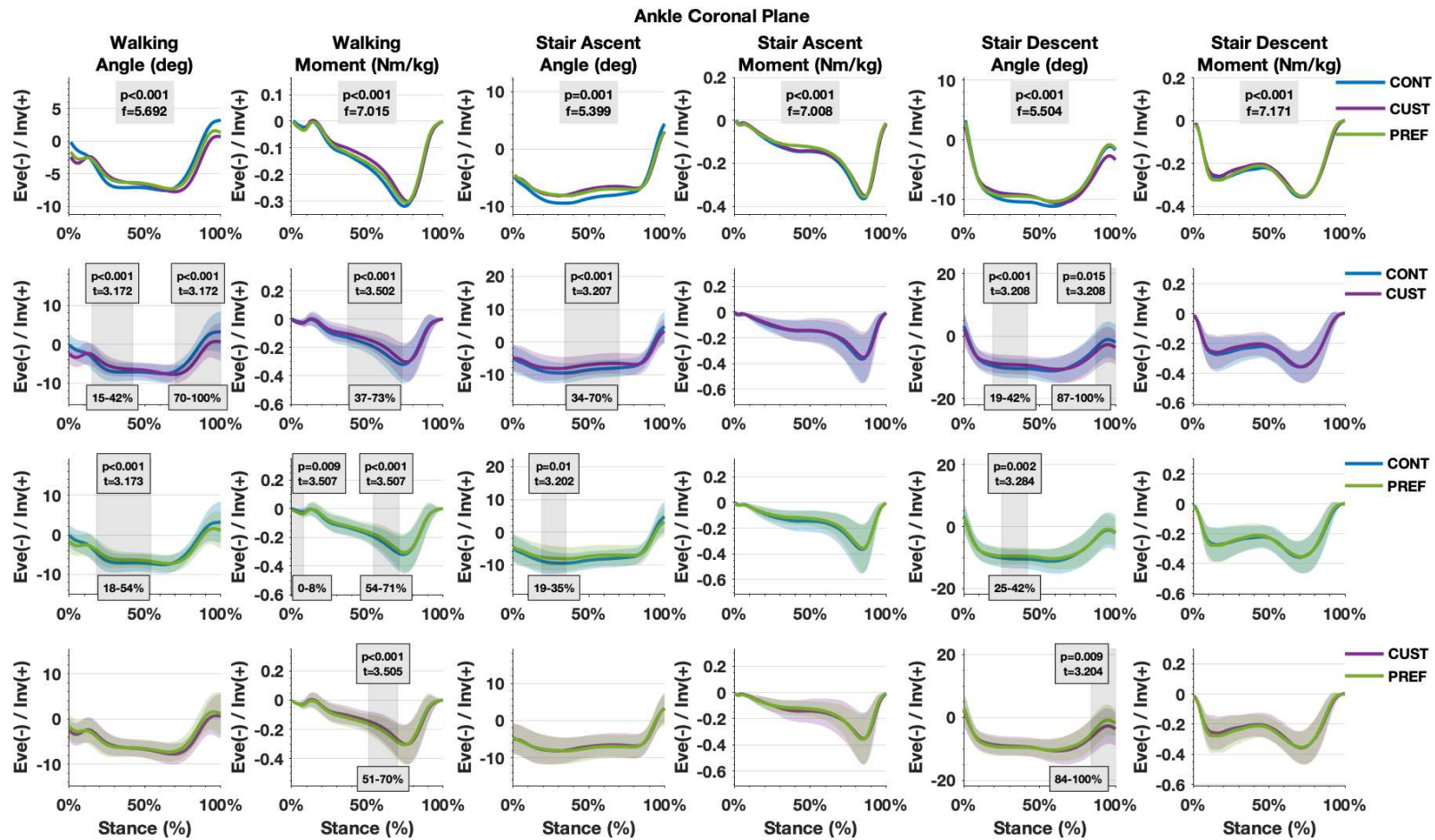
There were also significant main effects for KAM. CUSTOM increased KAM in the beginning of propulsion phase, and PREFABRICATED increased KAM in the beginning of propulsion phase in comparison to CONTROL. Additionally, comparing

CUSTOM to PREFABRICATED, CUSTOM increased KAM in the beginning of propulsion phase and PREFABRICATED increased KAM in the end of propulsion phase (Figure 3 and Table 2). For the hip, compared to CONTROL, CUSTOM reduced medial rotation in the beginning of propulsion phase (Figure 4 and Table 2).

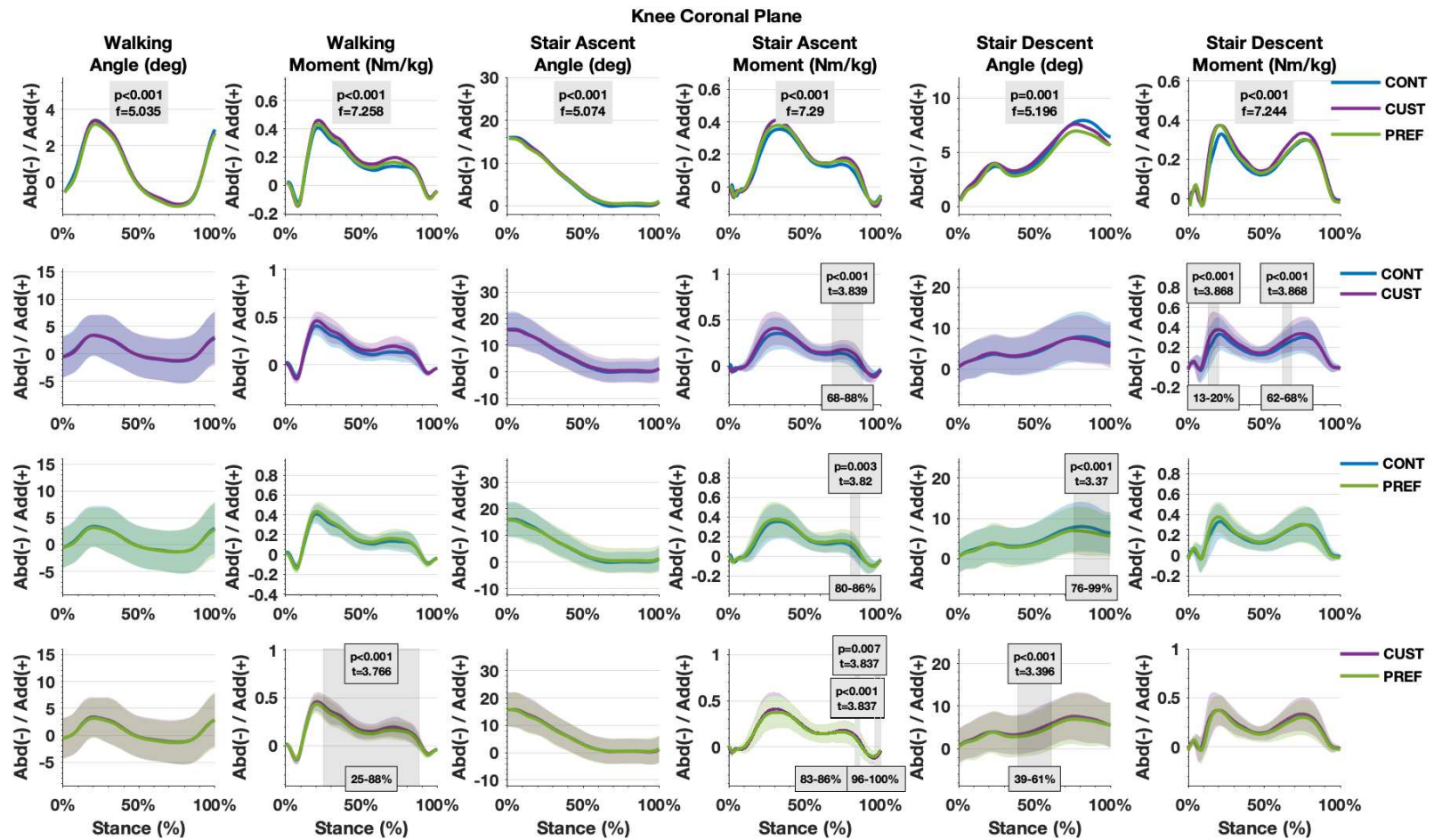
### **8.3. Stair Descent**

The 1RM-ANOVA revealed significant main effects for ankle eversion angle. CUSTOM reduced the eversion movement in the beginning of midstance and increased the eversion in the propulsion phase. PREFABRICATED reduced the eversion movement in the beginning of midstance in comparison to CONTROL. Moreover, CUSTOM increased the eversion movement in the propulsion phase compared to PREFABRICATED (Figure 2 and Table 2).

There were significant main effects for knee adduction angle, KAM, and hip rotation. PREFABRICATED reduced the knee adduction angle during the propulsion phase and midstance phase when compared to CONTROL and CUSTOM. CUSTOM increased KAM in the beginning of midstance and propulsion phases in comparison to CONTROL (Figure 3 and Table 2). For the hip, CUSTOM reduced the medial rotation movement in the beginning of midstance compared to CONTROL, and CUSTOM reduced the medial rotation movement of the midstance compared to PREFABRICATED (Figure 4 and Table 2).

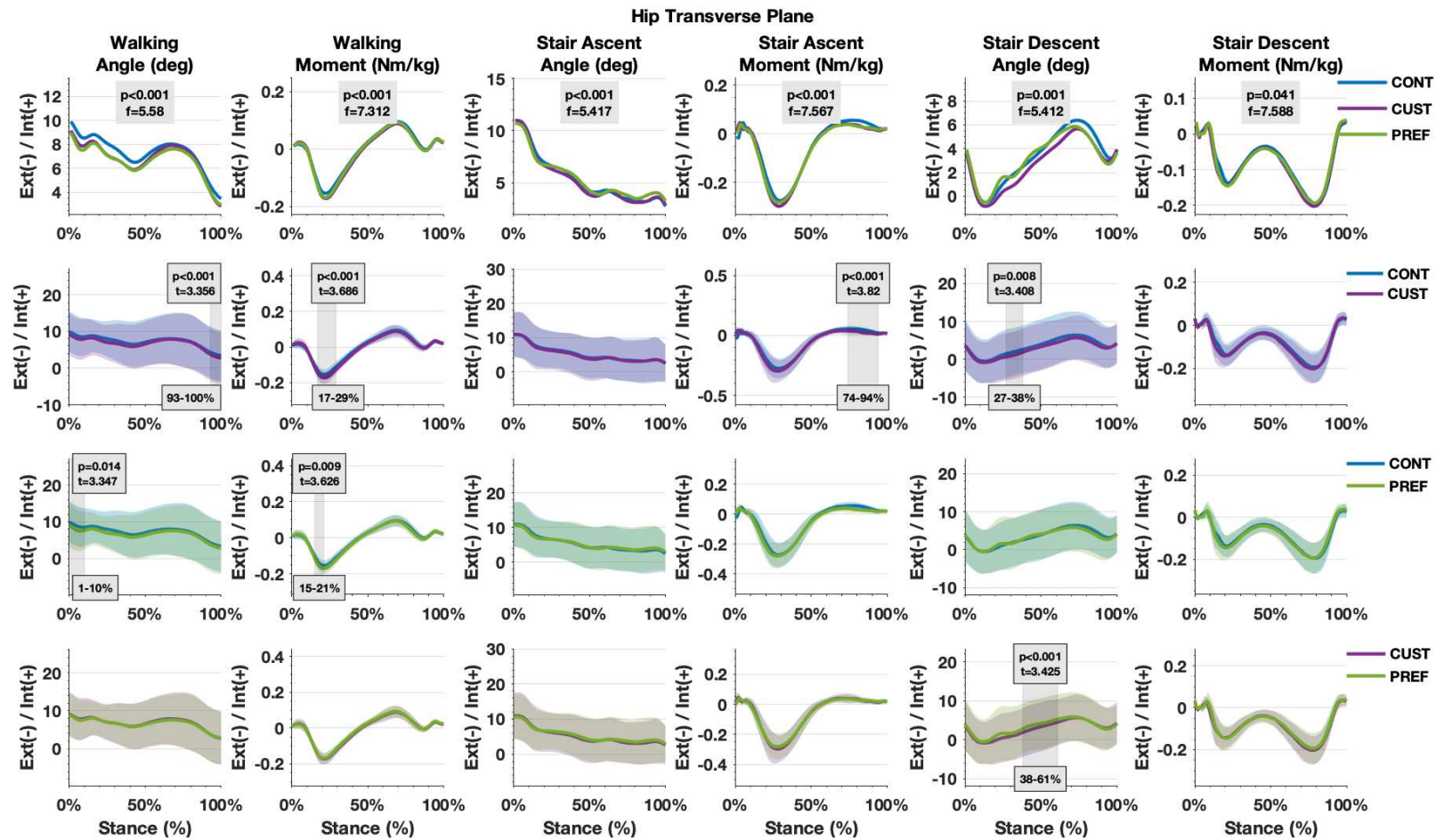


**Figure 2:** Ankle coronal plane during walking, and stair ascent and descent. First row corresponds to ANOVA-1RM; Second to forth rows correspond to the comparison between groups. Abbreviations: CONT= control insole; CUST= customized insole; Eve= eversion; Inv= inversion; Nm= Newton meter; Kg= kilogram; PREF= prefabricated insole.



**Figure 3:** Knee coronal plane during walking, and stair ascent and descent. First row corresponds to ANOVA-1RM; Second to forth rows correspond to the comparison between groups. Abbreviations: Abd= abduction; Add= adduction; CONT= control insole; CUST= customized insole; Nm= Newton meter; Kg= kilogram; PREF= prefabricated insole.





**Figure 4:** Hip transverse plane during walking, and stair ascent and descent. First row corresponds to ANOVA-1RM; Second to forth rows correspond to the comparison between groups. Abbreviations: CONT= control insole; CUST= customized insole; Ext= external; Int= internal; Nm= Newton meter; Kg= kilogram; PREF= prefabricated insole.

**TABLE 2. Comparative table for the ankle, knee and hip during gait, stairs ascent and descent.**

Joint	Variable	Task	CUST vs CONT	PREF vs CONT	CUST vs PREF
Ankle coronal plane	Angle	Walking	t=3.172 <i>p</i> <0.001 ΔTD=59%	t=3.173 <i>p</i> <0.001 ΔTD=37%	-
		Stair ascent	t=3.207 <i>p</i> <0.001 ΔTD=37%	t=3.202 <i>p</i> =0.01 ΔTD=17%	-
		Stair descent	t=3.208 <i>p</i> <0.001 ΔTD=38%	t=3.284 <i>p</i> =0.002 ΔTD=18%	t=3.204 <i>p</i> =0.009 ΔTD=17%
	Moment	Walking	t=3.502 <i>p</i> <0.001 ΔTD=37%	t=3.507 <i>p</i> <0.001 ΔTD=27%	t=3.505 <i>p</i> <0.001 ΔTD=20%
		Stair ascent	-	-	-
		Stair descent	-	-	-
Knee coronal plane	Angle	Walking	-	-	-
		Stair ascent	-	-	-
		Stair descent	-	t=3.37 <i>p</i> <0.001 ΔTD=24%	t=3.396 <i>p</i> <0.001 ΔTD=23%

Hip transverse plane	Moment	Walking	t=3.75 p=0.001 ΔTD=71%	t=3.737 p<0.001 ΔTD=22%	t=3.766 p<0.001 ΔTD=64%
		Stair ascent	t=3.839 p<0.001 ΔTD=21%	t=3.82 p=0.003 ΔTD=7%	t=3.837 p<0.001 ΔTD=9%
		Stair descent	t=3.868 p<0.001 ΔTD=15%	-	-
	Angle	Walking	t=3.356 p<0.001 ΔTD=21%	t=3.347 p=0.014 ΔTD=19%	-
		Stair ascent	-	-	-
		Stair descent	t=3.408 p=0.008 ΔTD=12%	-	t=3.425 p<0.001 ΔTD=24%
	Moment	Walking	t=3.686 p<0.001 ΔTD=13%	t=3.626 p=0.009 ΔTD=7%	-
		Stair ascent	t=3.82 p<0.001 ΔTD=21%	-	-
		Stair descent	-	-	-

Summed values from all regions in which there were significant differences for each comparison. Abbreviations: CONT= control insole; CUST= customized insole; PREF= pre-fabricated Insole; t= time duration of the differences over the stance phase; p= probability of significance between comparisons; ΔTD= Percentage reported by subtracting between the end and the onset of significant differences in the support phase. (-): No significant differences.



## 9. Discussion

This study used the SPM to explore the effects of CUSTOM and PREFABRICATED over time on the lower limb biomechanics during walking, and stair ascent and descent. Confirming our hypotheses, there were several differences in the kinetic and kinematic variables between the different insoles. The SPM revealed that CUSTOM and PREFABRICATED reduced the angle of eversion of the rearfoot during all tasks when compared to the CONTROL. CUSTOM reduced the eversion moment when compared to the CONT and PREFABRICATED during walking. CUSTOM increased KAM during stair ascent and descent, PREFABRICATED increased KAM during stair ascent and reduced the adduction angle when compared to CONTROL and CUSTOM. CUSTOM and PREFABRICATED reduced the medial rotation of the hip during walking compared to CONTROL. Finally, CUSTOM reduced the hip medial rotation angle during the stair descent and hip medial rotation moment during stair descent. Each finding will be discussed below.

### 9.1. Walking

CUSTOM and PREFABRICATED reduced the rearfoot eversion compared to the CONTROL ( $p < 0.001$ ). Corroborating with other studies, which also observed a reduction in the rearfoot eversion [29, 30]. People with excessive feet pronation do not have an arch to cushion the ground pressure, due to an arch collapse problem caused by several congenital factors or other acquired predisposing factors [31]. Abnormal pressure leads to discomfort in flat feet, which, if left untreated, will produce pain and disability [32].

CUSTOM increased the KAM when compared to PREFABRICATED ( $p < 0.001$ ). This is supported by Chen, et al. [33] who examined walking under the conditions of shoes with and without insoles to control the foot pronation and showed an increased peak adductor moment at the knee. Kosonen, Kulmala, Müller and Avela [7] reported significant differences in the application of medially wedged insoles in knee kinetics during walking in men aged between 18 and 30 years with pronated feet during the running. Furthermore, a longitudinal study carried out by Jafarnejadgero, et al. [34] considered children and adolescents with flat feet and showed that the use of insoles with medial longitudinal arch support resulted in a decrease in the medial rotation angle of the knee and the knee abduction angle in the short and long term.

For the hip, CUSTOM and PREFABRICATED reduced the medial rotation of the hip angle and moments compared to CONTROL ( $p < 0.001$ ;  $p = 0.014$ ), however other studies have shown no significant differences in the kinematics and kinetics of the hip

when using shoes with insoles to control pronation [7, 33]. Jafarnezhadgero, et al. [35] reported lower hip abductor torques and lateral rotation in male children with prefabricated medially posted insoles compared to shod with no orthoses at long-term. These inconsistencies may be due to methodological differences between the aforementioned studies, such as the applied tests, preferred speed versus walking speed, and children versus adults or men versus female or mixed participants, and only included discrete point analysis compared to the time series analysis conducted in this current study.

## **9.2. Stair ascent and descent**

CUSTOM and PREFABRICATED reduced the rearfoot eversion compared to the CONTROL during stair ascent ( $p<0.001$ ;  $p=0.01$ ) and descent ( $p<0.001$ ;  $p=0.002$ ), respectively. CUSTOM increased the eversion concerning PREFABRICATED ( $p=0.009$ ). McKenzie, Galea, Wessel and Pierrynowski [10] showed that female PFP participants descended the stairs with the most adducted hips and with greater internal rotation compared to asymptomatic individuals. There is evidence to support relationship between excessive rearfoot eversion and PFP [36, 37]. From a theoretical point of view, excessive rearfoot eversion causes greater tibia internal rotation which, consequently, creates greater hip internal rotation and adduction. Hip adduction and internal rotation are reported to increase knee dynamic valgus and lateral patella tracking, leading to a reduction in the patella's contact area, then increasing the patellofemoral stress. This mechanism has been associated with PFP [38].

CUSTOM and PREFABRICATED increased the KAM during the ascent ( $p<0.001$ ;  $p=0.003$ ) and descent of stairs ( $p<0.001$ ) when compared to CONTROL. When compared CUSTOM and PREFABRICATED in the stair ascent, CUSTOM increased KAM during the beginning of propulsion phase ( $p=0.007$ ) and PREFABRICATED increased KAM during the end of the propulsion phase ( $p<0.001$ ). PREFABRICATED reduced the adduction angle during stair descent when compared to CONTROL and CUSTOM ( $p<0.001$ ). Previous studies have shown that the dynamic valgus of the knee may affect pain and joint stability during stair ascent and descent and can predispose lesions in the lower limbs. Studies show that biomechanical changes are considered an important factor affecting the loss of cartilage and the progression of knee OA [11, 36, 37, 39, 40].

CUSTOM increased the lateral rotator moment of the hip during the stair ascent compared to the CONTROL ( $p<0.001$ ). Also, decreased the angle of hip medial rotation

during stair descent when compared to CONTROL and PREFABRICATED ( $p=0.008$ ;  $p>0.001$ ;). Bonifacio, et al. [41] found that insoles significantly decreased hip medial rotation and knee adduction compared to the control insole during stair descent, which has the potential to benefit individuals who have PFP. Moreover, the orthoses provided greater stability and less work performed by the abductor hallucis and tibialis anterior muscles, arguably through the mechanical changes in the joints of the foot and lower limbs from the orthoses [41].

### **9.3. Clinical Implications**

As excessive foot pronation have been associated with some musculoskeletal injuries [7, 14-18], the reduced foot eversion, increased KAM and the decrease in the medial rotation of the knee can contribute to a reduction in pain and improvement in function in some musculoskeletal conditions. Through these findings, we could explore the effects of the insoles on the lower limbs' mechanics, therefore providing to clinicians with evidence to guide therapeutic interventions in a clinical population. Likewise, providing further confirmation that a simple modification such as the medial wedge can promote more non-local changes in the kinetics and kinematics. However, clinicians must be aware that not all prefabricated insoles have the same effect, perhaps modifying an insole may be necessary depending on the desired clinical objective. Besides, the dosage of the wedge inclination must also be taken into consideration. The same insole dynamically interferes with the joints in a different way between tasks. Perhaps, when choosing the insole, it is necessary to focus on the task with the greatest demand or the one in which the patient reports pain.

### **9.4. Limitations**

The use of markers on shoes may not perfectly reflect the movements of the foot segments. However, it is necessary to keep the integrity of the shoe structure to better anchor the insole. The use of prefabricated insoles did not allow an individualized correction for each participant. Nevertheless, the standardized longitudinal arch support and medial wedge prevented variation in the intervention by ensuring that the insoles were the same for the different volunteers.

## **10. Conclusion**

This study revealed through the SPM that CUSTOM reduces the ankle eversion moment when compared to CONTROL and PREFABRICATED in the midstance and the beginning of propulsion phase during walking, respectively. CUSTOM increases KAM

during stair ascent and descent in the beginning of propulsion phase. In addition, CUSTOM decreases the hip medial rotation in the beginning of propulsion phase during the stair descent. Therefore, if the objective is to reduce foot pronation, considering only local effects, CUSTOM and PREFABRICATED should be considered; however, for non-local effects, such as changes in the KAM and medial rotation of the hip, CUSTOM should be considered.

## 11. REFERENCES

- [1] McCulloch, 1] M.U. McCulloch, D. Brunt, D. Vander Linden, The effect of foot orthotics and gait velocity on lower limb kinematics and temporal events of stance, *J Orthop Sports Phys Ther* 17(1) (1993) 2-10.
- [2] G.B. Moss CL, Deters S., A comparison of prescribed rigid orthotic devices and athletic taping support used to modify pronation in runners, *J Sport Rehabil* 2 (1993) 179–88.
- [3] U.M. Braga, L.D. Mendonca, R.O. Mascarenhas, C.O.A. Alves, R.G.T. Filho, R.A. Resende, Effects of medially wedged insoles on the biomechanics of the lower limbs of runners with excessive foot pronation and foot varus alignment, *Gait Posture* 74 (2019) 242-249.
- [4] A. Kristanto, M.S. Neubert, M.T. Gross, R. Puntumetakul, D.B. Kaber, W. Sessomboon, Effects of corrective insole on leg muscle activation and lower extremity alignment in rice farmers with pronated foot: a preliminary report, *Foot (Edinb)* 46 (2021) 101771.
- [5] J. Andreasen, C.M. Mølgaard, M. Christensen, S. Kaalund, S. Lundbye-Christensen, O. Simonsen, M. Voigt, Exercise therapy and custom-made insoles are effective in patients with excessive pronation and chronic foot pain: a randomized controlled trial, *Foot (Edinb)* 23(1) (2013) 22-8.
- [6] G. Gijon-Nogueron, E. Cortes-Jeronimo, J.A. Cervera-Marin, E. Diaz-Mohedo, E. Lopezosa-Reca, M. Fernandez-Sanchez, A. Luque-Suarez, The effects of custom-made foot orthosis using the Central Stabilizer Element on foot pain, *Prosthet Orthot Int* 39(4) (2015) 293-9.
- [7] J. Kosonen, J.P. Kulmala, E. Müller, J. Avela, Effects of medially posted insoles on foot and lower limb mechanics across walking and running in overpronating men, *J Biomech* 54 (2017) 58-63.
- [8] R.T. Lewinson, D.J. Stefanyshyn, Wedged Insoles and Gait in Patients with Knee Osteoarthritis: A Biomechanical Review, *Ann Biomed Eng* 44(11) (2016) 3173-3185.

- [9] C. Lopes Ferreira, G. Barton, L. Delgado Borges, N.D. Dos Anjos Rabelo, F. Politti, P.R. Garcia Lucareli, Step down tests are the tasks that most differentiate the kinematics of women with patellofemoral pain compared to asymptomatic controls, *Gait Posture* 72 (2019) 129-134.
- [10] K. McKenzie, V. Galea, J. Wessel, M. Pierrynowski, Lower extremity kinematics of females with patellofemoral pain syndrome while stair stepping, *J Orthop Sports Phys Ther* 40(10) (2010) 625-32.
- [11] G.M. Whatling, C.A. Holt, Does the choice of stair gait cycle affect resulting knee joint kinematics and moments?, *Proc Inst Mech Eng H* 224(9) (2010) 1085-93.
- [12] G.J. Dowling, G.S. Murley, S.E. Munteanu, M.M. Smith, B.S. Neal, I.B. Griffiths, C.J. Barton, N.J. Collins, Dynamic foot function as a risk factor for lower limb overuse injury: a systematic review, *J Foot Ankle Res* 7(1) (2014) 53.
- [13] B.S. Neal, I.B. Griffiths, G.J. Dowling, G.S. Murley, S.E. Munteanu, M.M. Frannetovich Smith, N.J. Collins, C.J. Barton, Foot posture as a risk factor for lower limb overuse injury: a systematic review and meta-analysis, *J Foot Ankle Res* 7(1) (2014) 55.
- [14] J. Anderson, J. Stanek, Effect of foot orthoses as treatment for plantar fasciitis or heel pain, *J Sport Rehabil* 22(2) (2013) 130-6.
- [15] S.E. Munteanu, C.J. Barton, Lower limb biomechanics during running in individuals with achilles tendinopathy: a systematic review, *J Foot Ankle Res* 4 (2011) 15.
- [16] D.B. Clement, J.E. Taunton, G.W. Smart, Achilles tendinitis and peritendinitis: etiology and treatment, *The American journal of sports medicine* 12(3) (1984) 179-84.
- [17] K.L. Hamstra-Wright, K.C. Bliven, C. Bay, Risk factors for medial tibial stress syndrome in physically active individuals such as runners and military personnel: a systematic review and meta-analysis, *Br J Sports Med* 49(6) (2015) 362-9.
- [18] H.M. Sommer, S.W. Vallentyne, Effect of foot posture on the incidence of medial tibial stress syndrome, *Med Sci Sports Exerc* 27(6) (1995) 800-4.

- [19] T.C. Pataky, M.A. Robinson, J. Vanrenterghem, R. Savage, K.T. Bates, R.H. Crompton, Vector field statistics for objective center-of-pressure trajectory analysis during gait, with evidence of scalar sensitivity to small coordinate system rotations, *Gait Posture* 40(1) (2014) 255-8.
- [20] G. Sole, T. Pataky, E. Tengman, C. Häger, Analysis of three-dimensional knee kinematics during stair descent two decades post-ACL rupture - Data revisited using statistical parametric mapping, *J Electromyogr Kinesiol* 32 (2017) 44-50.
- [21] T. Klein, O. Lastovicka, M. Janura, Z. Svoboda, G.J. Chapman, J. Richards, The immediate effects of sensorimotor foot orthoses on foot kinematics in healthy adults, *Gait Posture* 84 (2021) 93-101.
- [22] M.A. Robinson, J. Vanrenterghem, T.C. Pataky, Statistical Parametric Mapping (SPM) for alpha-based statistical analyses of multi-muscle EMG time-series, *J Electromyogr Kinesiol* 25(1) (2015) 14-9.
- [23] A.C. Redmond, Y.Z. Crane, H.B. Menz, Normative values for the Foot Posture Index, *J Foot Ankle Res* 1(1) (2008) 6.
- [24] F. Faul, E. Erdfelder, A.G. Lang, A. Buchner, G\*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences, *Behav Res Methods* 39(2) (2007) 175-91.
- [25] B.L. Costa, F.A. Magalhães, V.L. Araújo, J. Richards, F.M. Vieira, T.R. Souza, R. Trede, Is there a dose-response of medial wedge insoles on lower limb biomechanics in people with pronated feet during walking and running?, *Gait Posture* 90 (2021) 190-196.
- [26] D.G. Robertson, J.J. Dowling, Design and responses of Butterworth and critically damped digital filters, *J Electromyogr Kinesiol* 13(6) (2003) 569-73.
- [27] A. Cappozzo, F. Catani, U.D. Croce, A. Leardini, Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination, *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 10(4) (1995) 171-178.

- [28] K.J.F. William D. Penny, John T. Ashburner, Stefan J. Kiebel, Thomas E. Nichols, Statistical Parametric Mapping: The Analysis of Functional Brain Images, Elsevier Science (2011).
- [29] C.J. Nester, M.L. van der Linden, P. Bowker, Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait, *Gait Posture* 17(2) (2003) 180-7.
- [30] S. Telfer, M. Abbott, M. Steultjens, D. Rafferty, J. Woodburn, Dose-response effects of customised foot orthoses on lower limb muscle activity and plantar pressures in pronated foot type, *Gait Posture* 38(3) (2013) 443-9.
- [31] T.R. Souza, R.Z. Pinto, R.G. Trede, R.N. Kirkwood, S.T. Fonseca, Temporal couplings between rearfoot-shank complex and hip joint during walking, *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 25(7) (2010) 745-8.
- [32] L.G. Cohen, S. Bandinelli, H.R. Topka, P. Fuhr, B.J. Roth, M. Hallett, Topographic maps of human motor cortex in normal and pathological conditions: mirror movements, amputations and spinal cord injuries, *Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl* 43 (1991) 36-50.
- [33] Y.C. Chen, S.Z. Lou, C.Y. Huang, F.C. Su, Effects of foot orthoses on gait patterns of flat feet patients, *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 25(3) (2010) 265-70.
- [34] A.A. Jafarnezhadgero, M.M. Shad, M. Majlesi, Effect of foot orthoses on the medial longitudinal arch in children with flexible flatfoot deformity: A three-dimensional moment analysis, *Gait & Posture* 55 (2017) 75-80.
- [35] A. Jafarnezhadgero, S.M. Alavi-Mehr, U. Granacher, Effects of anti-pronation shoes on lower limb kinematics and kinetics in female runners with pronated feet: The role of physical fatigue, *PLoS One* 14(5) (2019) e0216818.
- [36] R. Nicolas, B. Nicolas, V. François, T. Michel, G. Nathaly, Comparison of knee kinematics between meniscal tear and normal control during a step-down task, *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 30(7) (2015) 762-4.



- [37] R.W. Willy, J.P. Scholz, I.S. Davis, Mirror gait retraining for the treatment of patellofemoral pain in female runners, *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 27(10) (2012) 1045-51.
- [38] V.L. Araújo, T.R. Souza, V. Carvalhais, A.C. Cruz, S.T. Fonseca, Effects of hip and trunk muscle strengthening on hip function and lower limb kinematics during step-down task, *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 44 (2017) 28-35.
- [39] D. de Oliveira Silva, F.H. Magalhães, M.F. Pazzinatto, R.V. Briani, A.S. Ferreira, F.A. Aragão, F.M. de Azevedo, Contribution of altered hip, knee and foot kinematics to dynamic postural impairments in females with patellofemoral pain during stair ascent, *Knee* 23(3) (2016) 376-81.
- [40] R.A. Resende, K.J. Deluzio, R.N. Kirkwood, E.A. Hassan, S.T. Fonseca, Increased unilateral foot pronation affects lower limbs and pelvic biomechanics during walking, *Gait Posture* 41(2) (2015) 395-401.
- [41] D. Bonifacio, J. Richards, J. Selfe, S. Curran, R. Trede, Influence and benefits of foot orthoses on kinematics, kinetics and muscle activation during step descent task, *Gait Posture* 65 (2018) 106-111.

**TABLE 1. Characteristics of the participants.**

<b>Variables</b>	<b>Participants Group (mean <math>\pm</math> SD)</b>	<b>IC 95%</b>	<b>Minimum</b>	<b>Maximum</b>
Age (years)	27.0 $\pm$ 8.07	24.05- 31.05	19	45
Body mass (kg)	65.43 $\pm$ 11.36	60.73 – 70.68	49.60	87.00
Height (cm)	173.7 $\pm$ 7.32	170 - 177	165	188
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	21.60 $\pm$ 2.93	20.31 – 22.94	16.88	26.89
FPI	9.84 $\pm$ 1.46	9.21 – 10.42	+7	+12

Abbreviations: BMI = Body Mass Index; FPI = Foot posture index; IC = Confidence Interval; SD = Standard deviation.



## 12. ANEXO I: TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO  
Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e  
Mucuri  
Comitê de Ética em Pesquisa



### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)

Você está sendo convidado (a) a participar de uma pesquisa intitulada: **“EFEITO CINÉTICO E CINEMÁTICO NOS MEMBROS INFERIORES E PELVE DO USO CRÔNICO DE PALMILHAS COM ELEVAÇÃO MEDIAL EM INDIVÍDUOS QUE APRESENTAM PRONAÇÃO EXCESSIVA DOS PÉS”**, coordenada pelo Professor Dr. Renato Guilherme Trede Filho e pela mestranda Fernanda Muniz Vieira.

Você foi selecionado (a) para participar deste estudo pelo fato de ter entre 18 e 45 anos de idade, apresentar os pés pronados (“pé chato”), ser capaz de caminhar, correr e descer escadas sem auxílio, não possuir histórico de fraturas e intervenções cirúrgicas nos membros inferiores ou pelve no último ano, não possuir doenças cardiovasculares descompensadas.

A sua participação não é obrigatória sendo que, a qualquer momento da pesquisa, você poderá desistir e retirar seu consentimento. Sua recusa não trará nenhum prejuízo para sua relação com os pesquisadores ou com a UFVJM.

O objetivo desta pesquisa é avaliar e comparar se os efeitos imediatos do uso da palmilha com elevação medial durante a marcha, corrida e descida de degraus, permanecem durante 2, 4 e 6 meses em indivíduos com pés pronados (“pé chato”).

Caso você decida aceitar o convite, você deverá comparecer no Laboratório de Análise de Movimento que fica no segundo andar do prédio da Clínica Escola de Fisioterapia no Campus JK da UFVJM (rodovia BR 367, Km 583, s/n, bairro Alto da Jacuba – Diamantina/MG, CEP 39100-000) em data e horário combinados de acordo com sua disponibilidade, onde será submetido (a) aos seguintes procedimentos:

Inicialmente serão feitas perguntas a respeito dos seus dados pessoais, serão medidos o seu peso e a sua altura. Em seguida você receberá gratuitamente um par de palmilhas com suporte para o arco dos pés e 5º de inclinação na parte do calcanhar, confeccionadas sob encomenda e selecionadas de acordo com o tamanho do seu

sapato. Você deverá utilizar as palmilhas durante o período de seis meses, nas coletas e no seu dia a dia, de 3-6 horas por dia.

Você realizará três tarefas utilizando a palmilha: caminhar por cinco vezes ao longo do laboratório de dez metros de comprimento, correr por cinco vezes ao longo do laboratório de dez metros de comprimento, e realizar cinco repetições de descida de degraus de uma altura de 20 cm. A análise do seu padrão de movimento será avaliada durante a caminhada, corrida e descida de degraus, através do sistema Oqus 3+ (Qualisys Medical AB). Este equipamento é composto por 8 câmeras infravermelhas sincronizadas com 3 plataformas de força (Modelo FP 4060-08, Bertec) que não filmam a sua imagem, apenas registram o deslocamento no espaço de pequenos marcadores esféricos (bolinhas de material plástico) que serão fixados na sua pele com uso de fita dupla face.

O tempo máximo necessário para essa coleta será de quarenta minutos. Serão realizadas 4 coletas. A primeira coleta assim que assinar esse termo, a segunda coleta, daqui a dois meses, a terceira, quatro meses depois e a última, seis meses depois.

Os riscos relacionados com sua participação são: cansaço físico, dores nos músculos da perna após desempenhar a marcha, corrida e descida de degraus e dores nos pés durante a fase de adaptação ao uso da palmilha. Estas situações serão acompanhadas todo o tempo por profissionais treinados. Caso seja relatado desconforto ou dor durante e após os exercícios os pesquisadores irão tomar as seguintes providências: oferecer um intervalo para descanso, interromper a avaliação, realizar os primeiros socorros, te encaminhar para o pronto atendimento ou para a clínica escola de fisioterapia da UFVJM no campus JK. Caso seja relatado dores nos pés ao utilizar as palmilhas, estas serão checadas novamente e você será solicitado a reduzir o uso para apenas 3 horas diárias. Caso ainda assim sinta dores nos pés, será orientado a parar de usar a palmilha. Todos os testes serão aplicados por profissionais de Educação Física e Fisioterapeutas devidamente treinados.

Os benefícios decorrentes da realização desta pesquisa estão relacionados ao conhecimento da classificação do seu pé e o recebimento gratuito de um par de palmilhas feitas sob medida se necessitar de correção ortopédica. Além disso, as informações adquiridas no estudo poderão ser de grande relevância para processos de reabilitação e/ou pesquisas científicas.

Os resultados desta pesquisa poderão ser apresentados em seminários, congressos e similares, entretanto, os dados/informações pessoais obtidos por meio da sua participação serão confidenciais e sigilosos, não possibilitando sua identificação. Não há remuneração com sua participação, bem como a de todas as partes envolvidas.

Não está previsto indenização por sua participação, mas em qualquer momento se você sofrer algum dano, comprovadamente decorrente desta pesquisa, terá direito à indenização.

Você receberá uma cópia deste termo onde constam o telefone e o endereço do pesquisador principal, podendo tirar suas dúvidas sobre o projeto e sobre sua participação agora ou em qualquer momento.

**Coordenador do Projeto:** Renato Guilherme Trede Filho

Endereço: Clínica Escola de Fisioterapia. Rodovia MGT 367 - Km 583 - nº 5000  
- Alto da Jacuba – Diamantina/MG CEP39100000

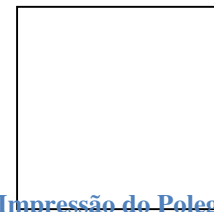
Telefone: (38) 3532-1239

Declaro que entendi os objetivos, a forma de minha participação, riscos e benefícios dos mesmos e aceito o convite para participar. Autorizo a publicação dos resultados da pesquisa, a qual garante o anonimato e o sigilo referente à minha participação.

Nome do sujeito da pesquisa: \_\_\_\_\_

Assinatura do sujeito da pesquisa: \_\_\_\_\_

Assinatura do pesquisador: \_\_\_\_\_



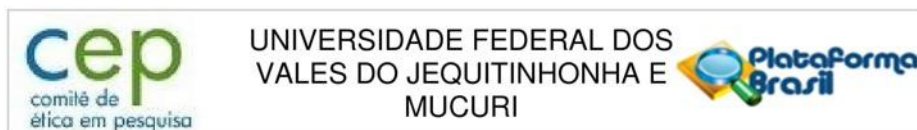
Impressão do Polegar

---

Informações – Comitê de Ética em Pesquisa da UFVJM  
Rodovia MGT 367 - Km 583 - nº 5000 - Alto da Jacuba –  
Diamantina/MG CEP39100000  
Tel.: (38)3532-1240 –

Coordenador: Prof. Disney Oliver Sivieri Junior  
Secretária: Ana Flávia De Abreu  
Email: [cep.secretaria@ufvjm.edu.br](mailto:cep.secretaria@ufvjm.edu.br) e/ou [cep@ufvjm.edu.br](mailto:cep@ufvjm.edu.br).

## 13. ANEXO II – COMPROVANTE DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA



### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

#### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** EFEITO CINÉTICO E CINEMÁTICO NOS MEMBROS INFERIORES E Pelve DO USO CRÔNICO DE PALMILHAS COM ELEVAÇÃO MEDIAL POR INDIVÍDUOS QUE APRESENTAM PRONAÇÃO EXCESSIVA DOS PÉS

**Pesquisador:** Renato Guilherme Trede Filho

**Área Temática:**

**Versão:** 3

**CAAE:** 83699318.2.0000.5108

**Instituição Proponente:** Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

#### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 2.622.183

#### Apresentação do Projeto:

O pé juntamente com o tornozelo são elementos importantes para a estrutura corporal, proporcionando uma base de apoio estável para equilibrar e sustentar o corpo. As disfunções presentes nas articulações do pé estão relacionadas com o desenvolvimento de patologias nessa articulação e em outros segmentos do membro inferior. Os movimentos e posturas incorretas da articulação subtalar, como a pronação excessiva, podem ser considerados mecanismos de lesão responsáveis pelo desenvolvimento de patologias ortopédicas, sendo passíveis de modificações através de intervenção, como o uso de palmilhas ortopédicas. Palmilhas ortopédicas são órteses plantares, que proporcionam alívio da dor, a acomodação de deformidades, a melhoria da estabilidade e apoio e, principalmente, a redistribuição de forças (postura, equilíbrio, biomecânica e pressões). A palmilha com elevação do arco medial proporciona limitação da pronação do pé e estabilização subtalar, contribuindo para reduzir a dor, evitar a progressão ou desenvolvimento de morbidades, entretanto esses resultados são observados em estudos transversais que apresentam apenas os efeitos imediatos. Os efeitos a longo prazo ainda são desconhecidos na literatura. **Objetivo:** Avaliar e comparar se os efeitos imediatos do uso da palmilha com elevação medial durante a marcha, corrida e descida de degraus, permanecem durante 2, 4 e 6 meses em indivíduos com pronação subtalar excessiva. **Métodos:** Será realizado um estudo longitudinal, no período de vinte e quatro meses. Serão

**Endereço:** Rodovia MGT 367 - Km 583, nº 5000  
**Bairro:** Alto da Jacuba  
**UF:** MG **Município:** DIAMANTINA  
**Telefone:** (38)3532-1240 **Fax:** (38)3532-1200 **E-mail:** cep@ufvjm.edu.br

avaliadas inicialmente o peso corporal, altura e Foot Posture Index (FPI) dos voluntários. Em seguida será realizado uma análise do seu padrão de movimento durante a caminhada, corrida e descida de degraus através do sistema Oqus 3+ (Qualisys Medical AB). O participante utilizará palmilhas com suporte para o arco longitudinal medial e cunha medial com 5º de inclinação no retropé em ambos os pés, durante as atividades. Essas etapas serão realizadas 4 vezes durante o período de 6 meses.

**Objetivo da Pesquisa:**

**Objetivo Primário:**

Avaliar e comparar se os efeitos imediatos do uso da palmilha com elevação medial durante a marcha, corrida e descida de degraus, permanecem durante 2, 4 e 6 meses em indivíduos com pronação subtalar excessiva.

**Objetivo Secundário:**

- Avaliar os efeitos crônicos do uso de palmilhas ortopédicas com elevação medial na cinética e a cinemática dos membros inferiores e da pelve durante marcha em indivíduos com pronação subtalar excessiva.
- Avaliar os efeitos crônicos do uso de palmilhas ortopédicas com elevação medial na cinética e a cinemática dos membros inferiores e da pelve durante corrida em indivíduos com pronação subtalar excessiva.
- Avaliar os efeitos crônicos do uso de palmilhas ortopédicas com elevação medial na cinética e a cinemática dos membros inferiores e da pelve durante a tarefa de descida de degraus em indivíduos com pronação subtalar excessiva.

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

**Riscos:**

Os riscos relacionados a este estudo são: cansaço físico, dores nos músculos da perna após desempenhar a marcha, corrida e descida de degraus e dores nos pés durante a fase de adaptação ao uso da palmilha. Estas situações serão acompanhadas todo o tempo por profissionais treinados. Caso seja relatado desconforto durante e após os exercícios os pesquisadores irão tomar as seguintes providências: oferecer um intervalo para descanso, interromper a avaliação, realizar os primeiros socorros, encaminhar o voluntário para o pronto atendimento ou para a clínica escola de fisioterapia da UFVJM no campus JK. Caso seja relatado dores nos pés ao utilizar as palmilhas, estas serão checadas novamente e será solicitado que o voluntário reduza o uso da palmilha para apenas 3 horas diárias. Caso ainda assim sinta dores nos pés, o voluntário será orientado a parar de usar a palmilha. Será informado ao voluntário(a) que ele(a) poderá se negar a participar a qualquer momento da pesquisa. Além disso, serão realizados todos os devidos

**Endereço:** Rodovia MGT 367 - Km 583, nº 5000

**Bairro:** Alto da Jacuba

**CEP:** 39.100-000

**UF:** MG

**Município:** DIAMANTINA

**Telefone:** (38)3532-1240

**Fax:** (38)3532-1200

**E-mail:** cep@ufvjm.edu.br



cuidados por parte dos pesquisadores de adotar máxima descrição e respeito, oferecendo maior confiança para que o(a) participante se sinta à vontade e seguro para a participação na pesquisa. Será esclarecido que a identidade do mesmo será mantida em total sigilo e que as informações fornecidas serão de conhecimento apenas dos pesquisadores, os quais passarão por um treinamento antes da coleta dos dados.

**Benefícios:**

Os voluntários terão conhecimento da classificação do seu pé e receberão gratuitamente uma palmilha se necessitarem de correção ortopédica. Além disso, as informações adquiridas no estudo poderão ser de grande relevância para processos de reabilitação e/ou pesquisas científicas. Aos coordenadores da pesquisa, os resultados poderão contribuir para as reflexões acerca dos mecanismos causais que envolvem o uso da palmilha com cunha medial, bem como, orientações para futuras pesquisas.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Estimamos que vinte voluntários com pronação subtalar excessiva serão recrutados através de cartazes afixados no Departamento de Fisioterapia da UFVJM. O tamanho da amostra será definido após um cálculo amostral executado com os 10 primeiros participantes, considerando um power de 80% e erro alfa de 5%. As variáveis cinemática e cinéticas durante a marcha, corrida e descida de degraus serão obtidas por meio do uso do sistema de análise de movimento Oqus 3+ (Qualisys Medical AB, Gothenburg, Sweden), composto por 8 câmeras sincronizadas com três plataformas de força FP 4060-08 (Bertec, Columbus, Ohio, USA). Os dados serão coletados com uma frequência de 200 Hz. Marcas anatômicas e clusters com marcas de rastreamento serão utilizados para determinar o sistema de coordenadas dos segmentos e o movimento de pelve, coxa, perna, retopé, mediopé e antepé seguindo os padrões de posicionamento definidos na literatura (LEARDINI et al., 2007; SCHACHE; BAKER; LAMOREUX, 2008). Inicialmente, será realizada a avaliação dos voluntários segundo os critérios de inclusão. Serão coletados dos voluntários o peso corporal, altura e o FPI. No FPI, serão realizadas avaliações da postura do pé com o indivíduo em ortostatismo na posição bípede e relaxado. Serão avaliados 6 parâmetros do tornozelo-pé: palpação da cabeça do Tálus, curvatura supra e infra do maléolo lateral, posição do plano frontal do calcâneo, proeminência da articulação talonavicular, congruência do arco longitudinal medial e alinhamento do antepé para o retopé. Cada item será pontuado em uma escala de 5 pontos entre -2 e +2, o que proporcionou uma soma total de todos os itens entre -12

**Endereço:** Rodovia MGT 367 - Km 583, nº 5000  
**Bairro:** Alto da Jacuba **CEP:** 39.100-000  
**UF:** MG **Município:** DIAMANTINA  
**Telefone:** (38)3532-1240 **Fax:** (38)3532-1200 **E-mail:** cep@ufvjm.edu.br

(altamente supinado) e +12 (altamente pronado). Todos os indivíduos serão avaliados utilizando FPI como segue: pé normal (pontuação total entre 0 e +5), pronação excessiva (pontuação total entre +6 e +12) supinação excessiva (pontuação total entre -12 e -1). Os indivíduos incluídos serão convidados a ler e assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. Serão afixados marcadores para definição de segmentos e clusters de rastreamento nos membros inferiores e pelve. Será realizada uma coleta estática de calibração do voluntário com os marcadores posicionados e, ao fim desta coleta, os marcadores para definição de segmentos serão removidos e mantidos os marcadores para definição de segmentos serão removidos e mantidos os marcadores utilizados para rastreamento dos segmentos corporais de interesse. O participante utilizará palmilhas com suporte para o arco longitudinal medial e cunha medial com 5º de inclinação no retropé em ambos os pés. As palmilhas com apoio de arco serão fabricadas sob encomenda e selecionadas de acordo com o tamanho de sapato dos voluntários. As cunhas mediais de 5 graus serão feitas usando EVA e fixadas sob palmilhas usando fita dupla face. Para a coleta dinâmica, os participantes realizarão 3 tarefas utilizando a palmilha. Primeira: caminhar por 5 vezes ao longo do laboratório de dez metros de comprimento em velocidade auto-selecionada. Segunda: correr 5 vezes ao longo do mesmo espaço citado em velocidade auto-selecionada. E a terceira: realizar 5 repetições de descida de degraus de uma altura de 20 cm a uma velocidade auto-selecionada. A coleta de dados será executada em 40 minutos e em seguida o voluntário será liberado. Essas etapas serão realizadas 4 vezes durante o período de 6 meses. Logo após a coleta inicial, os voluntários ganharão as palmilhas utilizadas por eles, que serão usadas durante um período de 6 meses. Os voluntários deverão seguir as seguintes instruções: - Utilizar a palmilha 3-6 horas por dia, enquanto está caminhando, correndo, subindo e descendo degraus, etc. O controle de uso será realizado por meio de telefonemas, mensagens e e-mails, mandados diariamente para os voluntários pelos pesquisadores. A segunda coleta será realizada dois meses depois, a terceira, quatro meses depois e a última, seis meses depois, seguindo as mesmas etapas da primeira coleta.

#### **Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

Foram apresentados a folha de rosto, o projeto, a carta de anuência do setor, o cronograma e o TCLE. O TCLE atende ao disposto na Resolução 466/12.

#### **Recomendações:**

- Segundo a Carta Circular nº. 003/2011/CONEP/CNS, de 21/03/11, há obrigatoriedade de rubrica em todas as páginas do TCLE pelo sujeito de pesquisa ou seu responsável e pelo

**Endereço:** Rodovia MGT 367 - Km 583, nº 5000  
**Bairro:** Alto da Jacuba **CEP:** 39.100-000  
**UF:** MG **Município:** DIAMANTINA  
**Telefone:** (38)3532-1240 **Fax:** (38)3532-1200 **E-mail:** cep@ufvjm.edu.br

Continuação do Parecer: 2.622.183

pesquisador, que deverá também apor sua assinatura na última página do referido termo.

- Relatório final deve ser apresentado ao CEP ao término do estudo em 31/01/2019. Considera-se como antiética a pesquisa descontinuada sem justificativa aceita pelo CEP que a aprovou.

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

O projeto atende aos preceitos éticos para pesquisas envolvendo seres humanos preconizados na Resolução 466/12 CNS.

**Considerações Finais a critério do CEP:**

**Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:**

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1070069.pdf	18/04/2018 09:50:04		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	PROJETO.pdf	14/03/2018 23:09:22	FERNANDA MUNIZ VIEIRA	Aceito
Brochura Pesquisa	BROCHURA.pdf	14/03/2018 23:09:02	FERNANDA MUNIZ VIEIRA	Aceito
Outros	ALTERACOES_REALIZADAS.pdf	14/03/2018 23:08:26	FERNANDA MUNIZ VIEIRA	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE.pdf	14/03/2018 23:01:11	FERNANDA MUNIZ VIEIRA	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	cartadeconcordancia.pdf	24/02/2018 11:32:52	FERNANDA MUNIZ VIEIRA	Aceito
Folha de Rosto	folhaderosto.pdf	24/02/2018 11:31:52	FERNANDA MUNIZ VIEIRA	Aceito
Orçamento	Orcamento.pdf	21/02/2018 17:00:44	FERNANDA MUNIZ VIEIRA	Aceito
Cronograma	CRONOGRAMA.pdf	21/02/2018 16:58:59	FERNANDA MUNIZ VIEIRA	Aceito

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

**Endereço:** Rodovia MGT 367 - Km 583, nº 5000  
**Bairro:** Alto da Jacuba **CEP:** 39.100-000  
**UF:** MG **Município:** DIAMANTINA  
**Telefone:** (38)3532-1240 **Fax:** (38)3532-1200 **E-mail:** cep@ufvjm.edu.br



UNIVERSIDADE FEDERAL DOS  
VALES DO JEQUITINHONHA E  
MUCURI



Continuação do Parecer: 2.622.183

Não

DIAMANTINA, 26 de Abril de 2018

---

**Assinado por:**  
**Alessandra de Carvalho Bastone**  
**(Coordenador)**

**Endereço:** Rodovia MGT 367 - Km 583, nº 5000  
**Bairro:** Alto da Jacuba **CEP:** 39.100-000  
**UF:** MG **Município:** DIAMANTINA  
**Telefone:** (38)3532-1240 **Fax:** (38)3532-1200 **E-mail:** cep@ufvjm.edu.br

Página 06 de 06



## 14. ANEXO III: REGRAS DE SUBMISSÃO GAIT & POSTURE



### GAIT & POSTURE

Official Journal of: [Gait and Clinical Movement Analysis Society \(GCMAS\)](#), [European Society of Movement Analysis in Adults and Children \(ESMAC\)](#), [Società Italiana di Analisi del Movimento in Clinica \(SIAMOC\)](#), and the [International Society for Posture and Gait Research \(ISPGR\)](#)

AUTHOR INFORMATION PACK

#### TABLE OF CONTENTS

• Description	p.1
• Audience	p.1
• Impact Factor	p.1
• Abstracting and Indexing	p.2
• Editorial Board	p.2
• Guide for Authors	p.5



ISSN: 0966-6362

#### DESCRIPTION

*Gait & Posture* is a vehicle for the publication of up-to-date basic and clinical research on all aspects of **human locomotion** and **balance**.

The topics covered include: Techniques for the measurement of **gait** and **posture**, and the standardization of results presentation; Studies of normal and **pathological gait**; Treatment of gait and **postural abnormalities**; Biomechanical and theoretical approaches to gait and posture; Mathematical models of **joint** and **muscle mechanics**; **Neurological** and **musculoskeletal** function in gait and posture; The evolution of **upright posture** and **bipedal locomotion**; Adaptations of carrying loads, walking on uneven surfaces, climbing stairs etc; spinal biomechanics only if they are directly related to gait and/or posture and are of general interest to our readers; The effect of aging and development on gait and posture; Psychological and cultural aspects of gait; Patient education.

Index bound in last issue of year.

For details of the [GCMAS](#), [ESMAC](#), [SIAMOC](#), [ISPGR](#) please visit their web sites through these links.

#### AUDIENCE

Orthopaedic surgeons, neurologists, rheumatologists, podiatrists/chiropractors, physiatrists, physical and occupational therapists, research professionals, psychologists, physiologists, bioengineers, kinesiologists, ergonomists and those with an interest in elite performance.

#### IMPACT FACTOR

2019: 2.349 © Clarivate Analytics Journal Citation Reports 2020

---

## ABSTRACTING AND INDEXING

---

OT Bibsys (The Reliable SOURCE)  
PubMed/Medline  
Embase  
Current Contents - Clinical Medicine  
Journal of Rehabilitation Research and Development  
Scopus

## EDITORIAL BOARD

---

### *Editor-in-Chief*

**T. Dreher**, University Children Hospital Zürich, Steinwiesstrasse 75, 8032, Zurich, Switzerland

### *Emeritus Editor*

**T. Theologis**, Oxford University Hospitals NHS Foundation Trust Nuffield Orthopaedic Centre, Oxford, United Kingdom

### *Deputy Editor*

**J. Stebbins**, Oxford University Hospitals NHS Foundation Trust Nuffield Orthopaedic Centre, Oxford, United Kingdom

### *Associate Editors*

**H Böhm**, Treatment Center Aschau, 83229, Aschau, Germany  
(Sports and Running)

**R. Brunner**, University Children's Hospital Basel, Neuroorthopaedics, Spitalstrasse 33, 4056, Basel, Switzerland  
(Pathological Gait and Cerebral Palsy)

**LS Chou**, Iowa State University, Department of Kinesiology, Ames, Iowa, United States of America  
(Balance, Control, Modeling, Technical aspects of balance control, Role of sensory information, Contribution of cognitive processes, Obesity, Fatigue)

**B. Davidson**, University of Denver Department of Mechanical and Materials Engineering, Denver, Colorado, United States of America  
(Aging, Falls, Training, Frailty, Biomechanical and Theoretical Approaches to Gait and Posture, Spinal Biomechanics)

**A. Hatton**, The University Of Queensland School of Health and Rehabilitation Sciences, Saint Lucia, 4072, Queensland. Australia

(Sensorimotor control of balance and gait in adults, Footwear interventions, including shoes, foot orthoses, insoles to improve balance and gait, Sensory impairments in old age, neurological and metabolic diseases – specifically altered foot sensory function, Role of tactile cues / cutaneous sensory receptor activity for balance and gait, Light fingertip touch paradigms for postural control, Physiotherapy and podiatry interventions to improve postural control, Falls prevention strategies in older adults, Gait analysis in older adults, specifically negotiation of the environment and obstacles)

**S. Perry**, Wilfrid Laurier University Kinesiology and Physical Education, Waterloo, Ontario, Canada  
(Aging, Falls, Neuromechanical Integration, Plantar-surface Cutaneous Sensation, Foot Function, Footwear and Orthotics, Biomechanical and Theoretical Approaches to Gait, Balance and Posture, Unexpected Perturbations during Gait, Electromyography, Foot Pressure, Gait analysis in various populations (older adults and other musculoskeletal and neurological diseases), Running Biomechanics)

**J. T. Rhodes**, Children's Hospital Colorado, 80045-7106, Aurora, Colorado, United States of America  
(Clinical Gait and Orthopaedic Conditions in Adults and Children)

**A. K. Silverman**, Colorado School of Mines Functional Biomechanics Laboratory, 1500 Illinois Street, 80401, Golden, Colorado, United States of America  
(Aging, Falls, Training, Frailty, Biomechanical and Theoretical Approaches to Gait and Posture, Spinal Biomechanics)

**T. Wren**, Children's Hospital Los Angeles, Children's Orthopaedic Center, 4650 Sunset Blvd., 90027, Los Angeles, California, United States of America  
(Technical Aspects of Gait)

### *Statistical Advisor*

**R.J. Prescott**, The University of Edinburgh, Edinburgh, United Kingdom

### *Editorial Board*

**G. Alderink**, Allendale, United States of America

---

**J. Allum**  
**F. Asseman**, London, United Kingdom  
**E. Brostrom**  
**J. Burns**, Sydney, Australia  
**M. Carpenter**  
**C. Carty**, Queensland, Australia  
**H.G. Chambers**, San Diego, United States of America  
**R. Chong**  
**V. Cimolin**  
**M. Cinelli**  
**J. Davids**, Greenville, United States of America  
**B. Day**, London, United Kingdom  
**K. Desloovere**, Leuven, Belgium  
**V. Dietz**, Zurich, Switzerland  
**J. Duysens**, Heverlee, Belgium  
**G. Earhart**, Saint Louis, United States of America  
**Y. Ehara**, Otawara, Japan  
**C. Frigo**, Milano, Italy  
**B. Galna**, Newcastle Upon Tyne, United Kingdom  
**M. Gough**  
**K. Graham**, Parkville, Australia  
**J. Hamill**, Amherst, United States of America  
**J. Harlaar**, Amsterdam, Netherlands  
**G. Harris**, Milwaukee, United States of America  
**J. Hausdorff**  
**K. Hollands**, Liverpool, United Kingdom  
**M. Hollands**, Liverpool, United Kingdom  
**J. H. Hollman**, Rochester, United States of America  
**K. Kaufman**, Rochester, United States of America  
**D. P. LaRoche**, Durham, United States of America  
**Y. Lajoie**  
**A. Leardini**, Bologna, Italy  
**P. Levinger**  
**S. Lord**, Kensington, Australia  
**S. Lord**  
**B. MacWilliams**, Greenville, United States of America  
**M. Mancini**, Portland, United States of America  
**B. McDowell**, Belfast, United Kingdom  
**M. McMulkin**, Spokane, United States of America

**B. Mentiplay**, Bundoora, Australia  
**P. Meyns**, Diepenbeek, Belgium  
**M. Mille**, Marseille, Institute of Movement Sciences, Marseille, France  
**F. Miller**, Wilmington, United States of America  
**G. Moleneers**, Leuven, Belgium  
**A. Nardone**, Veruno, Italy  
**T. Novacheck**, Saint Paul, United States of America  
**M. Orendurff**, Dallas, United States of America  
**S. Ounpuu**, Hartford, United States of America  
**R. Reed-Jones**  
**J.G. Richards**, Newark, United States of America  
**D. Robbins**, Essex, United Kingdom  
**A. Roberts**, Oswestry, United Kingdom  
**M. Roerdink**, Amsterdam, Netherlands  
**D. Rosenbaum**, Munster, Germany  
**A. Rozumalski**, Saint Paul, United States of America  
**J. Salazar-Torres**, Belfast, United Kingdom  
**M. Sangeux**, Parkville, Australia  
**J. Schiffman**, Natick, United States of America  
**A. Shortland**  
**M. Simoneau**, Laval, Canada  
**R. Soutas-Little**, East Lansing, United States of America  
**P. Sparto**, Pittsburgh, United States of America  
**J. Staab**, Rochester, United States of America  
**B. Stansfield**, Glasgow, United Kingdom  
**C. Stewart**, Oswestry, United Kingdom  
**T. Stoffregen**, Minneapolis, United States of America  
**S. Stuart**

**K. Taguchi**, Matsumoto, Japan  
**D. Thewlis**, Adelaide, Australia  
**N. Thompson**, Oxford, United Kingdom  
**V. Weerdesteyn**, Nijmegen, Netherlands  
**S. Wolf**, Heidelberg, Germany  
**W. Zijlstra**, Cologne, Germany

---



## GUIDE FOR AUTHORS

---

### *JOURNAL DESCRIPTION*

Gait and Posture publishes new and innovative basic and clinical research on all aspects of human movement, locomotion and balance.

The topics covered include: Techniques for the measurement of **gait** and **posture**, and the standardization of results presentation; Studies of normal and **pathological gait**; Treatment of gait and **postural abnormalities**; Biomechanical and theoretical approaches to gait and posture; Mathematical models of **joint** and **muscle mechanics**; **Neurological** and **musculoskeletal** function in gait and posture; The evolution of **upright posture** and **bipedal locomotion**; Adaptations of carrying loads, walking on uneven surfaces, climbing stairs, running and performing other movements. Spinal biomechanics only if they are directly related to gait and/or dynamic posture and are of general interest to our readers; The effect of aging and development on gait and posture; Psychological and cultural aspects of gait; Patient education. The journal is primarily focused on dynamic aspects of human movement and postural control.

### *Types of article*

#### *Submission checklist*

You can use this list to carry out a final check of your submission before you send it to the journal for review. Please check the relevant section in this Guide for Authors for more details.

Ensure that the following items are present:

One author has been designated as the corresponding author with contact details: E-mail address  
Full postal address

All necessary files have been uploaded:

Manuscript: Include 3-5 keywords Include a structured abstract (see below for format) All figures (include relevant captions) All tables (including titles, description, footnotes) Ensure all figure and table citations in the text match the files provided Indicate clearly if color should be used for any figures in print Graphical Abstracts / Highlights files (where applicable) Supplemental files (where applicable)

Further considerations Manuscript has been 'spell checked' and 'grammar checked' All references mentioned in the Reference List are cited in the text, and vice versa Permission has been obtained for use of copyrighted material from other sources (including the Internet) A competing interests statement is provided, even if the authors have no competing interests to declare Journal policies detailed in this guide have been reviewed Referee suggestions and contact details provided, Based on journal requirements For further information, visit our [Support Center](#) Support Center.

---

## BEFORE YOU BEGIN

### *Ethics in publishing*

Please see our information on [Ethics in publishing](#).

### *Declaration of interest*

All authors must disclose any financial and personal relationships with other people or organizations that could inappropriately influence (bias) their work. Examples of potential competing interests include employment, consultancies, stock ownership, honoraria, paid expert testimony, patent applications/registrations, and grants or other funding. Authors must disclose any interests in two places: 1. A summary declaration of interest statement in the title page file (if double anonymized) or the manuscript file (if single anonymized). If there are no interests to declare then please state this: 'Declarations of interest: none'. 2. Detailed disclosures as part of a separate Declaration of Interest form, which forms part of the journal's official records. It is important for potential interests to be declared in both places and that the information matches. [More information](#).

### *Submission declaration and verification*

Submission of an article implies that the work described has not been published previously (except in the form of an abstract, a published lecture or academic thesis, see '[Multiple, redundant or concurrent publication](#)' for more information), that it is not under consideration for publication elsewhere, that its publication is approved by all authors and tacitly or explicitly by the responsible authorities where



the work was carried out, and that, if accepted, it will not be published elsewhere in the same form, in English or in any other language, including electronically without the written consent of the copyright-holder. To verify originality, your article may be checked by the originality detection service [Crossref Similarity Check](#).

#### *Preprints*

Please note that [preprints](#) can be shared anywhere at any time, in line with Elsevier's [sharing policy](#). Sharing your preprints e.g. on a preprint server will not count as prior publication (see '[Multiple, redundant or concurrent publication](#)' for more information).

#### *Use of inclusive language*

Inclusive language acknowledges diversity, conveys respect to all people, is sensitive to differences, and promotes equal opportunities. Content should make no assumptions about the beliefs or commitments of any reader; contain nothing which might imply that one individual is superior to another on the grounds of age, gender, race, ethnicity, culture, sexual orientation, disability or health condition; and use inclusive language throughout. Authors should ensure that writing is free from bias, stereotypes, slang, reference to dominant culture and/or cultural assumptions. We advise to seek gender neutrality by using plural nouns ("clinicians, patients/clients") as default/wherever possible to avoid using "he, she," or "he/she." We recommend avoiding the use of descriptors that refer to personal attributes such as age, gender, race, ethnicity, culture, sexual orientation, disability or health condition unless they are relevant and valid. These guidelines are meant as a point of reference to help identify appropriate language but are by no means exhaustive or definitive.

#### *Author contributions*

For transparency, we encourage authors to submit an author statement file outlining their individual contributions to the paper using the relevant CRediT roles: Conceptualization; Data curation; Formal analysis; Funding acquisition; Investigation; Methodology; Project administration; Resources; Software; Supervision; Validation; Visualization; Roles/Writing - original draft; Writing - review & editing. Authorship statements should be formatted with the names of authors first and CRediT role(s) following. [More details and an example](#)

#### *Authorship*

All authors should have made substantial contributions to all of the following: (1) the conception and design of the study, or acquisition of data, or analysis and interpretation of data, (2) drafting the article or revising it critically for important intellectual content, (3) final approval of the version to be submitted.

#### *More Than 8 Authors*

If a manuscript has more than 8 authors, it is required to submit the information above. This includes 1) a statement listing the contributions of each author using the relevant CRediT roles, 2) confirmation that each author meets the authorship criteria, and 3) a brief explanation of why more than 8 authors are justified.

#### *Changes to authorship*

Authors are expected to consider carefully the list and order of authors **before** submitting their manuscript and provide the definitive list of authors at the time of the original submission. Any addition, deletion or rearrangement of author names in the authorship list should be made only **before** the manuscript has been accepted and only if approved by the journal Editor. To request such a change, the Editor must receive the following from the **corresponding author**: (a) the reason for the change in author list and (b) written confirmation (e-mail, letter) from all authors that they agree with the addition, removal or rearrangement. In the case of addition or removal of authors, this includes confirmation from the author being added or removed.

Only in exceptional circumstances will the Editor consider the addition, deletion or rearrangement of authors **after** the manuscript has been accepted. While the Editor considers the request, publication of the manuscript will be suspended. If the manuscript has already been published in an online issue, any requests approved by the Editor will result in a corrigendum.

#### *Clinical trial results*

In line with the position of the International Committee of Medical Journal Editors, the journal will not consider results posted in the same clinical trials registry in which primary registration resides to be prior publication if the results posted are presented in the form of a brief structured (less than 500

words) abstract or table. However, divulging results in other circumstances (e.g., investors' meetings) is discouraged and may jeopardise consideration of the manuscript. Authors should fully disclose all posting in registries of results of the same or closely related work.

#### *Article transfer service*

This journal is part of our Article Transfer Service. This means that if the Editor feels your article is more suitable in one of our other participating journals, then you may be asked to consider transferring the article to one of those. If you agree, your article will be transferred automatically on your behalf with no need to reformat. Please note that your article will be reviewed again by the new journal. [More information.](#)

#### **Copyright**

Upon acceptance of an article, authors will be asked to complete a 'Journal Publishing Agreement' (see [more information](#) on this). An e-mail will be sent to the corresponding author confirming receipt of the manuscript together with a 'Journal Publishing Agreement' form or a link to the online version of this agreement.

Subscribers may reproduce tables of contents or prepare lists of articles including abstracts for internal circulation within their institutions. [Permission](#) of the Publisher is required for resale or distribution outside the institution and for all other derivative works, including compilations and translations. If excerpts from other copyrighted works are included, the author(s) must obtain written permission from the copyright owners and credit the source(s) in the article. Elsevier has [preprinted forms](#) for use by authors in these cases.

For gold open access articles: Upon acceptance of an article, authors will be asked to complete a 'License Agreement' ([more information](#)). Permitted third party reuse of gold open access articles is determined by the author's choice of [user license](#).

#### **Author rights**

As an author you (or your employer or institution) have certain rights to reuse your work. [More information.](#)

#### *Elsevier supports responsible sharing*

Find out how you can [share your research](#) published in Elsevier journals.

#### **Role of the funding source**

You are requested to identify who provided financial support for the conduct of the research and/or preparation of the article and to briefly describe the role of the sponsor(s), if any, in study design; in the collection, analysis and interpretation of data; in the writing of the report; and in the decision to submit the article for publication. If the funding source(s) had no such involvement then this should be stated.

#### **Open access**

Please visit our [Open Access page](#) for more information.

#### *Elsevier Researcher Academy*

[Researcher Academy](#) is a free e-learning platform designed to support early and mid-career researchers throughout their research journey. The "Learn" environment at Researcher Academy offers several interactive modules, webinars, downloadable guides and resources to guide you through the process of writing for research and going through peer review. Feel free to use these free resources to improve your submission and navigate the publication process with ease.

#### *Language (usage and editing services)*

Please write your text in good English (American or British usage is accepted, but not a mixture of these). Authors who feel their English language manuscript may require editing to eliminate possible grammatical or spelling errors and to conform to correct scientific English may wish to use the [English Language Editing service](#) available from Elsevier's Author Services.

#### **Submission**

Our online submission system guides you stepwise through the process of entering your article details and uploading your files. The system converts your article files to a single PDF file used in the peer-review process. Editable files (e.g., Word, LaTeX) are required to typeset your article for final publication. All correspondence, including notification of the Editor's decision and requests for revision, is sent by e-mail.



*Submit your article*

Please submit your article via <https://www.editorialmanager.com/GAIPOS>.

## PREPARATION

### *Queries*

For questions about the editorial process (including the status of manuscripts under review) or for technical support on submissions, please visit our [Support Center](#).

### *Peer review*

This journal operates a single anonymized review process. All contributions will be initially assessed by the editor for suitability for the journal. Papers deemed suitable are then typically sent to a minimum of two independent expert reviewers to assess the scientific quality of the paper. The Editor is responsible for the final decision regarding acceptance or rejection of articles. The Editor's decision is final. Editors are not involved in decisions about papers which they have written themselves or have been written by family members or colleagues or which relate to products or services in which the editor has an interest. Any such submission is subject to all of the journal's usual procedures, with peer review handled independently of the relevant editor and their research groups. [More information on types of peer review](#).

### *Introduction*

State the objectives of the work and provide an adequate background, avoiding a detailed literature survey or a summary of the results.

1. Article types accepted are: Original Article (Full Paper or Short Communication), Review Article, Book Review. Word limits are as follows: Full Paper 3,000 words plus no more than 6 figures/tables in total; Short Communication 1,200 words plus no more than 3 figures/tables in total. The recommended word limit for Review Papers is 6,000 words. The word limits are non-inclusive of figures, tables, references, and abstracts. If the Editor feels that a paper submitted as a Full Paper would be more appropriate for the Short Communications section, then a shortened version will be requested. References should be limited to 40 for Full Papers; and 15 for Short Papers; there is no limit for review articles. A structured abstract of no more than 300 words should appear at the beginning of each Article. Authors must state the number of words when submitting.

Short Communications are intended to introduce new techniques that improve the analysis and evaluation of human movement. This article type is not for preliminary or case studies, and such submissions will be rejected without review. Authors submitting a Short Communication should justify why it is a Short Communication rather than a Full Paper in their cover letter. *Gait and Posture* does not accept case reports.

All papers should contribute to improved understanding of human movement, particularly in clinical populations, and must therefore include a statement of significance in both the structured abstract and the main text. The contribution may be methodological; however Articles that simply validate existing methods or technologies are discouraged. Validation of methodology should instead be included within a larger study in which the methodology is used to answer a clinically relevant question.

2. All publications will be in English. Authors whose 'first' language is not English should arrange for their manuscripts to be written in idiomatic English **before** submission. A concise style avoiding jargon is preferred.

3. Authors should supply up to five keywords that may be modified by the Editors.

4. Authors should include a structured abstract of no more than 300 words including the following headings: Background, Research question, Methods, Results and Significance. The scientific and clinical background should be explained in 1-2 sentences. One clear scientifically relevant question should be derived from the background which represents the principle research question of the paper. This should be framed specifically as a question not simply as a description. The Methods section should summarise the core study methodology including the type of study (prospective/retrospective, intervention etc), procedures, number of participants and statistical methods. The Results section should summarise the study's main findings. The Significance section should place the results into context. Furthermore this section should highlight the clinical and/or scientific importance of the work, answering the question "so what?" This section should not simply repeat the study results or conclusions.



5. Acknowledgements should be included in the title page. Include external sources of support.

6. The text should be ready for setting in type and should be carefully checked for errors. Scripts should be typed double-spaced on one side of the paper only. Please do not underline anything, leave wide margins and number every sheet. Do not include line numbers as these will be added automatically by the submission system.

All illustrations should accompany the typescript, but not be inserted in the text. Refer to photographs, charts, and diagrams as 'figures' and number consecutively in order of appearance in the text. Substantive captions for each figure explaining the major point or points should be typed on a separate sheet. Do not include line numbers as these will be added automatically by the submission system.

8. Tables should be presented on separate sheets of paper and labelled consecutively but the captions should accompany the tables.

9. Authors should also note that files containing text, figures, tables or multimedia data can be placed in a supplementary data file which will be accessible via ScienceDirect (see later section for further details).

#### **What information to include with the manuscript**

Having read the criteria for submissions, authors should specify in their letter of transmittal whether they are submitting their work as an Original Article (Full Paper or Short Communication), Review Article, or Book Review. Emphasis will be placed upon originality of concept and execution. Only papers not previously published will be accepted. Comments regarding articles published in the Journal are solicited and should be sent as "Letter to the Editor". Such Letters are subject to editorial review. They should be brief and succinct. When a published article is subjected to comment or criticism, the authors of that article will be invited to write a letter or reply.

A letter of transmittal must include the statement, "Each of the authors has read and concurs with the content in the final manuscript. The material within has not been and will not be submitted for publication elsewhere except as an abstract." The letter of transmittal must be from all co-authors. All authors should have made substantial contributions to all of the following: (1) the conception and design of the study, or acquisition of data, or analysis and interpretation of data, (2) drafting the article or revising it critically for important intellectual content, (3) final approval of the version to be submitted.

All contributors who do not meet the criteria for authorship as defined above should be listed in an acknowledgements section. Examples of those who might be acknowledged include a person who provided purely technical help, writing assistance, or a department chair who provided only general support. Authors should disclose whether they had any writing assistance and identify the entity that paid for this assistance.

Work on human beings that is submitted to *Gait & Posture* should comply with the principles laid down in the Declaration of Helsinki; Recommendations guiding physicians in biomedical research involving human subjects. Adopted by the 18th World Medical Assembly, Helsinki, Finland, June 1964, amended by the 29th World Medical Assembly, Tokyo, Japan, October 1975, the 35th World Medical Assembly, Venice, Italy, October 1983, and the 41st World Medical Assembly, Hong Kong, September 1989. The manuscript should contain a statement that the work has been approved by the appropriate ethical committees related to the institution(s) in which it was performed and that subjects gave informed consent to the work. Studies involving experiments with animals must state that their care was in accordance with institution guidelines. Patients' and volunteers' names, initials, and hospital numbers should not be used.

All Articles should include a justification of their sample size. While there is no set requirement for minimum sample size, studies considered to have too small a sample size to answer the research question will be rejected.

At the end of the text, under a subheading "Conflict of interest statement" all authors must disclose any financial and personal relationships with other people or organisations that could inappropriately influence (bias) their work. Examples of potential conflicts of interest include employment, consultancies, stock ownership, honoraria, paid expert testimony, patent applications/registrations, and grants or other funding.

All sources of funding should be declared as an acknowledgement. Authors should declare the role of study sponsors, if any, in the study design, in the collection, analysis and interpretation of data; in the writing of the manuscript; and in the decision to submit the manuscript for publication. If the study sponsors had no such involvement, the authors should so state.

Authors are encouraged to suggest referees although the choice is left to the Editors. If you do, please supply their postal address and email address, if known to you.

Please note that papers are subject to single-blind review whereby authors are blinded to reviewers.

#### **Randomised controlled trials**

All randomised controlled trials submitted for publication in *Gait & Posture* should include a completed Consolidated Standards of Reporting Trials (CONSORT) flow chart. Please refer to the CONSORT statement website at <http://www.consort-statement.org> for more information. The Journal has adopted the proposal from the International Committee of Medical Journal Editors (ICMJE) which require, as a condition of consideration for publication of clinical trials, registration in a public trials registry. Trials must register at or before the onset of patient enrolment. The clinical trial registration number should be included at the end of the abstract of the article. For this purpose, a clinical trial is defined as any research project that prospectively assigns human subjects to intervention or comparison groups to study the cause-and-effect relationship between a medical intervention and a health outcome. Studies designed for other purposes, such as to study pharmacokinetics or major toxicity (e.g. phase I trials) would be exempt. Further information can be found at <http://www.icmje.org>.

#### **Review and Publication Process**

1. You will receive an acknowledgement of receipt of the manuscript by the Editorial Office before the manuscript is sent to referees. Please contact the Editorial Office if you do not receive an acknowledgement.

Following assessment one of the following will happen:

**A:** The paper will be accepted directly. The corresponding author will be notified of acceptance by e-mail or letter. The Editor will send the accepted paper to Elsevier for publication.

**B:** The paper will be accepted subject to minor amendments. The corrections should be made and the paper returned to the Editor for checking. Once the paper is accepted it will be sent to production.

**C:** The paper will be rejected outright as being unsuitable for publication in *Gait and Posture*.

2. By submitting a manuscript, the authors agree that the copyright for their article is transferred to the publisher if and when the article is accepted for publication. (<https://www.elsevier.com/copyright>).

3. Page proofs will be sent to the corresponding author for correction, although at this stage any changes should be restricted to typographical errors. Other than these, any substantial alterations may be charged to the authors. Proofs will be sent preferably by e-mail as a PDF file (although they can be sent by overland post) and must be rapidly checked and returned. Please ensure that all corrections are sent back in one communication. Subsequent corrections will not be possible.

4. An order form for reprints will accompany the proofs.

#### **Essential title page information**

- **Title.** Concise and informative. Titles are often used in information-retrieval systems. Avoid abbreviations and formulae where possible.

- **Author names and affiliations.** Please clearly indicate the given name(s) and family name(s) of each author and check that all names are accurately spelled. You can add your name between parentheses in your own script behind the English transliteration. Present the authors' affiliation addresses (where the actual work was done) below the names. Indicate all affiliations with a lower-case superscript letter immediately after the author's name and in front of the appropriate address. Provide the full postal address of each affiliation, including the country name and, if available, the e-mail address of each author.



• **Corresponding author.** Clearly indicate who will handle correspondence at all stages of refereeing and publication, also post-publication. This responsibility includes answering any future queries about Methodology and Materials. **Ensure that the e-mail address is given and that contact details are kept up to date by the corresponding author.**

• **Present/permanent address.** If an author has moved since the work described in the article was done, or was visiting at the time, a 'Present address' (or 'Permanent address') may be indicated as a footnote to that author's name. The address at which the author actually did the work must be retained as the main, affiliation address. Superscript Arabic numerals are used for such footnotes.

### Highlights

Highlights are optional yet highly encouraged for this journal, as they increase the discoverability of your article via search engines. They consist of a short collection of bullet points that capture the novel results of your research as well as new methods that were used during the study (if any). Please have a look at the examples here: [example Highlights](#).

Highlights should be submitted in a separate editable file in the online submission system. Please use 'Highlights' in the file name and include 3 to 5 bullet points (maximum 85 characters, including spaces, per bullet point).

### Keywords

Immediately after the abstract, provide a maximum of 6 keywords, using American spelling and avoiding general and plural terms and multiple concepts (avoid, for example, 'and', 'of'). Be sparing with abbreviations: only abbreviations firmly established in the field may be eligible. These keywords will be used for indexing purposes.

### Formatting of funding sources

List funding sources in this standard way to facilitate compliance to funder's requirements:

Funding: This work was supported by the National Institutes of Health [grant numbers xxxx, yyyy]; the Bill & Melinda Gates Foundation, Seattle, WA [grant number zzzz]; and the United States Institutes of Peace [grant number aaaa].

It is not necessary to include detailed descriptions on the program or type of grants and awards. When funding is from a block grant or other resources available to a university, college, or other research institution, submit the name of the institute or organization that provided the funding.

If no funding has been provided for the research, please include the following sentence:

This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

### Artwork

#### Electronic artwork

**General points** Make sure you use uniform lettering and sizing of your original artwork. Embed the used fonts if the application provides that option. Aim to use the following fonts in your illustrations: Arial, Courier, Times New Roman, Symbol, or use fonts that look similar. Number the illustrations according to their sequence in the text. Use a logical naming convention for your artwork files. Provide captions to illustrations separately. Size the illustrations close to the desired dimensions of the printed version. Submit each illustration as a separate file. A detailed [guide on electronic artwork](#) is available. **You are urged to visit this site; some excerpts from the detailed information are given here.**

#### Formats

If your electronic artwork is created in a Microsoft Office application (Word, PowerPoint, Excel) then please supply 'as is' in the native document format. Regardless of the application used other than Microsoft Office, when your electronic artwork is finalized, please 'Save as' or convert the images to one of the following formats (note the resolution requirements for line drawings, halftones, and line/halftone combinations given below):

EPS (or PDF): Vector drawings, embed all used fonts.

TIFF (or JPEG): Color or grayscale photographs (halftones), keep to a minimum of 300 dpi.

TIFF (or JPEG): Bitmapped (pure black & white pixels) line drawings, keep to a minimum of 1000 dpi.

TIFF (or JPEG): Combinations bitmapped line/half-tone (color or grayscale), keep to a minimum of 500 dpi.

**Please do not:** Supply files that are optimized for screen use (e.g., GIF, BMP, PICT, WPG); these typically have a low number of pixels and limited set of colors; Supply files that are too low in resolution; Submit graphics that are disproportionately large for the content; Supply more than 6 figures per manuscript.

## References

All author names should be listed unless there are more than 6 authors, in which case the first 6 names should be listed followed by et al.

### Data references

This journal encourages you to cite underlying or relevant datasets in your manuscript by citing them in your text and including a data reference in your Reference List. Data references should include the following elements: author name(s), dataset title, data repository, version (where available), year, and global persistent identifier. Add [dataset] immediately before the reference so we can properly identify it as a data reference. The [dataset] identifier will not appear in your published article.

### Reference management software

Most Elsevier journals have their reference template available in many of the most popular reference management software products. These include all products that support [Citation Style Language styles](#), such as [Mendeley](#). Using citation plug-ins from these products, authors only need to select the appropriate journal template when preparing their article, after which citations and bibliographies will be automatically formatted in the journal's style. If no template is yet available for this journal, please follow the format of the sample references and citations as shown in this Guide. If you use reference management software, please ensure that you remove all field codes before submitting the electronic manuscript. [More information on how to remove field codes from different reference management software.](#)

### Reference style

**Text:** Indicate references by number(s) in square brackets in line with the text. The actual authors can be referred to, but the reference number(s) must always be given.

Example: '..... as demonstrated [3,6]. Barnaby and Jones [8] obtained a different result ....'

**List:** Number the references (numbers in square brackets) in the list in the order in which they appear in the text.

#### Examples:

Reference to a journal publication:

[1] J. van der Geer, J.A.J. Hanraads, R.A. Lupton, The art of writing a scientific article, *J. Sci. Commun.* 163 (2010) 51–59. <https://doi.org/10.1016/j.Sc.2010.00372>.

Reference to a journal publication with an article number:

[2] J. van der Geer, J.A.J. Hanraads, R.A. Lupton, 2018. The art of writing a scientific article. *Heliyon*. 19, e00205. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2018.e00205>.

Reference to a book:

[3] W. Strunk Jr., E.B. White, *The Elements of Style*, fourth ed., Longman, New York, 2000.

Reference to a chapter in an edited book:

[4] G.R. Mettam, L.B. Adams, How to prepare an electronic version of your article, in: B.S. Jones, R.Z. Smith (Eds.), *Introduction to the Electronic Age*, E-Publishing Inc., New York, 2009, pp. 281–304.

Reference to a website:

[5] Cancer Research UK, Cancer statistics reports for the UK. <http://www.cancerresearchuk.org/aboutcancer/statistics/cancerstatsreport/>, 2003 (accessed 13 March 2003).

Reference to a dataset:

[dataset] [6] M. Oguro, S. Imahiro, S. Saito, T. Nakashizuka, Mortality data for Japanese oak wilt disease and surrounding forest compositions, *Mendeley Data*, v1, 2015. <https://doi.org/10.17632/xwj98nb39r.1>.

Reference to software:

[7] E. Coon, M. Berndt, A. Jan, D. Svyatsky, A. Atchley, E. Kikinzon, D. Harp, G. Manzini, E. Shelef, K. Lipnikov, R. Garimella, C. Xu, D. Moulton, S. Karra, S. Painter, E. Jafarov, S. Molins, *Advanced Terrestrial Simulator (ATS) v0.88 (Version 0.88)*, Zenodo, March 25, 2020. <https://doi.org/10.5281/zenodo.3727209>.



### **Data visualization**

Include interactive data visualizations in your publication and let your readers interact and engage more closely with your research. Follow the instructions [here](#) to find out about available data visualization options and how to include them with your article.

### **Supplementary material**

Supplementary material such as applications, images and sound clips, can be published with your article to enhance it. Submitted supplementary items are published exactly as they are received (Excel or PowerPoint files will appear as such online). Please submit your material together with the article and supply a concise, descriptive caption for each supplementary file. If you wish to make changes to supplementary material during any stage of the process, please make sure to provide an updated file. Do not annotate any corrections on a previous version. Please switch off the 'Track Changes' option in Microsoft Office files as these will appear in the published version.

### **Research data**

This journal encourages and enables you to share data that supports your research publication where appropriate, and enables you to interlink the data with your published articles. Research data refers to the results of observations or experimentation that validate research findings. To facilitate reproducibility and data reuse, this journal also encourages you to share your software, code, models, algorithms, protocols, methods and other useful materials related to the project.

Below are a number of ways in which you can associate data with your article or make a statement about the availability of your data when submitting your manuscript. If you are sharing data in one of these ways, you are encouraged to cite the data in your manuscript and reference list. Please refer to the "References" section for more information about data citation. For more information on depositing, sharing and using research data and other relevant research materials, visit the [research data](#) page.

#### **Data linking**

If you have made your research data available in a data repository, you can link your article directly to the dataset. Elsevier collaborates with a number of repositories to link articles on ScienceDirect with relevant repositories, giving readers access to underlying data that gives them a better understanding of the research described.

There are different ways to link your datasets to your article. When available, you can directly link your dataset to your article by providing the relevant information in the submission system. For more information, visit the [database linking page](#).

For [supported data repositories](#) a repository banner will automatically appear next to your published article on ScienceDirect.

In addition, you can link to relevant data or entities through identifiers within the text of your manuscript, using the following format: Database: xxxx (e.g., TAIR: AT1G01020; CCDC: 734053; PDB: 1XFN).

#### **Mendeley Data**

This journal supports Mendeley Data, enabling you to deposit any research data (including raw and processed data, video, code, software, algorithms, protocols, and methods) associated with your manuscript in a free-to-use, open access repository. During the submission process, after uploading your manuscript, you will have the opportunity to upload your relevant datasets directly to *Mendeley Data*. The datasets will be listed and directly accessible to readers next to your published article online.

For more information, visit the [Mendeley Data for journals page](#).

#### **Data statement**

To foster transparency, we encourage you to state the availability of your data in your submission. This may be a requirement of your funding body or institution. If your data is unavailable to access or unsuitable to post, you will have the opportunity to indicate why during the submission process, for example by stating that the research data is confidential. The statement will appear with your published article on ScienceDirect. For more information, visit the [Data Statement page](#).

### **AFTER ACCEPTANCE**



### Online proof correction

To ensure a fast publication process of the article, we kindly ask authors to provide us with their proof corrections within two days. Corresponding authors will receive an e-mail with a link to our online proofing system, allowing annotation and correction of proofs online. The environment is similar to MS Word: in addition to editing text, you can also comment on figures/tables and answer questions from the Copy Editor. Web-based proofing provides a faster and less error-prone process by allowing you to directly type your corrections, eliminating the potential introduction of errors.

If preferred, you can still choose to annotate and upload your edits on the PDF version. All instructions for proofing will be given in the e-mail we send to authors, including alternative methods to the online version and PDF.

We will do everything possible to get your article published quickly and accurately. Please use this proof only for checking the typesetting, editing, completeness and correctness of the text, tables and figures. Significant changes to the article as accepted for publication will only be considered at this stage with permission from the Editor. It is important to ensure that all corrections are sent back to us in one communication. Please check carefully before replying, as inclusion of any subsequent corrections cannot be guaranteed. Proofreading is solely your responsibility.

### Offprints

The corresponding author will, at no cost, receive a customized [Share Link](#) providing 50 days free access to the final published version of the article on [ScienceDirect](#). The Share Link can be used for sharing the article via any communication channel, including email and social media. For an extra charge, paper offprints can be ordered via the offprint order form which is sent once the article is accepted for publication. Both corresponding and co-authors may order offprints at any time via Elsevier's [Author Services](#). Corresponding authors who have published their article gold open access do not receive a Share Link as their final published version of the article is available open access on ScienceDirect and can be shared through the article DOI link.

### AUTHOR INQUIRIES

Visit the [Elsevier Support Center](#) to find the answers you need. Here you will find everything from Frequently Asked Questions to ways to get in touch.

You can also [check the status of your submitted article](#) or find out [when your accepted article will be published](#).

© Copyright 2018 Elsevier | <https://www.elsevier.com>

